

TUGAS AKHIR – TL 141584

**PENGARUH VARIASI TEMPERATUR DAN WAKTU
HOLDING SINTERING TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN
MORFOLOGI *BIODEGRADABLE MATERIAL* Mg-Fe-Zn
DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK
*APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES***

HAMID NURROHMAN

NRP. 2713 100 006

Dosen Pembimbing

Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.

Amaliya Rasyida, ST., MSc

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

Fakultas Teknologi Industri

Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Surabaya

2016



TUGAS AKHIR - TL 141584

**PENGARUH VARIASI TEMPERATUR DAN WAKTU *HOLDING*
SINTERING TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI
BIODEGRADABLE MATERIAL Mg-Fe-Zn DENGAN METODE
METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI *ORTHOPEDIC*
*DEVICES***

HAMID NURROHMAN
NRP. 2713 100 006

DOSEN PEMBIMBING
Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.
Amaliya Rasyida ST.,MSc

**JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI
INSTITUT TEKNOLOGI SEPULUH NOPEMBER
SURABAYA
2017**

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT - TL 141584

**EFFECT OF TEMPERATURE VARIATION AND SINTERING
HOLDING TIME IN MECHANICAL PROPERTIES AND
BIODEGRADABLE MATERIAL MORPHOLOGY IN Mg-Fe-Zn BASED
ALLOY WITH METHOD OF POWDER METALLURGY IN
ORTHOPEDIC DEVICE APPLICATION**

HAMID NURROHMAN

NRP. 2713 100 006

Advisor

Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng.

Amaliya Rasyida ST.,MSc

ENGINEERING OF MATERIAL AND METALLURGY DEPARTMENT

Faculty of Industrial Technology

Sepuluh Nopember Institute of Technology

Surabaya

2017

(This page left intentionally blank)

**PENGARUH VARIASI TEMPERATUR DAN WAKTU
HOLDING SINTERING TERHADAP SIFAT MEKANIK
DAN MORFOLOGI *BIODEGRADABLE MATERIAL* Mg-Fe-
Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK
APLIKASI *ORTHOPEDIC DEVICES***

TUGAS AKHIR

Diajukan untuk Memenuhi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar Sarjana Teknik
Pada
Bidang Studi Metalurgi Manufaktur
Program Studi S-1 Jurusan Teknik Material dan Metalurgi
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

HAMID NURROHMAN

NRP. 2713 100 006

Disetujui oleh Tim Pembimbing Tugas Akhir :

1. Dr. Agung Purniawan, ST., M.Eng..... (Pembimbing 1)
2. Amaliya Rasyida ST., MSc..... (Pembimbing 2)



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

**PENGARUH VARIASI TEMPERATUR DAN WAKTU
HOLDING SINTERING TERHADAP SIFAT MEKANIK
DAN MORFOLOGI *BIODEGRADABLE MATERIAL* Mg-Fe-
Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK
*APLIKASI ORTHOPEDIC DEVICES***

Nama Mahasiswa : Hamid Nurrohman
NRP : 2713100006
Jurusan : Teknik Material dan Metalurgi
Dosen Pembimbing : Dr. Agung Purniawan, ST.,M.Eng.
Co-Pembimbing : Amaliya Rasyida ST.,MSc

Abstrak

Dewasa ini telah dikembangkan *biodegradable* material yang berguna untuk implant tulang. *Biodegradable* material berbasis paduan Mg telah banyak diteliti dengan menggunakan metode pengecoran. Salah satu kelemahan pengecoran adalah menghambat proses osifikasi karena material yang terbentuk tidak berporos. Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan *biodegradable* material berbasis paduan Mg dengan penambahan unsur Fe dan Zn. Dengan menggunakan metode metalurgi serbuk. Dengan metode ini diharapkan paduan yang terbentuk memiliki struktur berpori sehingga proses osifikasi pada awal tumbuhnya tulang dapat berjalan dengan baik. Parameter penelitian ini adalah temperatur sinter dan waktu tahan. Temperatur sinter yang digunakan adalah 200, 250, dan 300 °C. dan waktu tahannya selama 30, 60, dan 90 menit. Pengujian mekanik menggunakan uji tekan dan uji kekerasan. Pengujian peluruhan menggunakan metode *weight loss*. Dari penelitian yang telah dilakukan didapatkan paduan Mg-Fe-Zn yang sesuai dalam sifat mekanik dan morfologi adalah paduan Mg-Fe-Zn temperatur *sintering* 300° C dan waktu *holding* mencapai 90 menit. Didapatkan senyawa utama penyusun paduan adalah MgZn. Didapatkan nilai kekerasan dan kekukatan tekan paduan secara berturut-turut 135

Mpa dan 205 Mpa, serta nilai laju peluruhan sebesar 2.46 cm/tahun.

Kata kunci: *biodegradable material, Mg-Fe-Zn, orthopedic device, Metalurgi Serbuk, sintering.*

EFFECT OF TEMPERATURE VARIATION AND SINTERING HOLDING TIME IN MECHANICAL PROPERTIES AND BIODEGRADABLE MATERIAL MORPHOLOGY IN MG-FE-ZN BASED ALLOY WITH METHOD OF POWDER METALLURGY IN ORTHOPEDIC DEVICE APPLICATION

Student Name : Hamid Nurrohman
ID Number : 2713100006
Department : Teknik Material dan Metalurgi
Advisor : Dr. Agung Purniawan, ST.,M.Eng.
Co-Advisor : Amaliya Rasyida ST.,MSc

Abstract

Nowadays biodegradable material has been developed for bone implant application. Biodegradable material Mg based alloy has been researched by casting method. One of the weakness in this method is hamper ossification process. This research has purpose to develop biodegradable material Mg based with addition of Fe and Zn. In order to develop porous structure and to increase ossification process, powder metallurgy method was used. Parameter of this experiment were sintering temperature and holding time. Sintering temperature were 200, 250 and 300 °C, and the holding time were 30, 60, and 90 minutes. The samples were characterized using compression and hardness test. Degradation test using weight loss method. Based on the result, sintering temperature 300 °C and holding time 90 minutes with has suitable for bone implant were match with mechanical properties and the morphology. Results of experiment show that hardness is 135 Mpa and compressive strength is 205 Mpa . In addition the degradation rate of alloy is 2.46 cm/year.

Kata kunci: *biodegradable material, Mg-Fe-Zn, orthopedic device, Metalurgi Serbuk, sintering.*

KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Wr. Wb.

Puji syukur ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa, atas berkat dan rahmat-Nya, Laporan Tugas Akhir yang berjudul " Pengaruh Variasi Temperatur dan Waktu *Holding Sintering* Terhadap Sifat Mekanik dan Morfologi Biodegradable Material Mg-Fe-Zn dengan Metode Metalurgi Serbuk untuk Aplikasi Orthopedic Device'' dapat diselesaikan dengan baik dan tepat waktu. Tujuan penulisan laporan ini untuk memenuhi persyaratan kelulusan mata kuliah Tugas Akhir S1 Jurusan Teknik Material dan Metalurgi Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Penulis mengucapkan terimakasih kepada pihak – pihak yang telah membantu proses belajar kami, sampai tersusunnya laporan ini.

1. Orang tua, yang telah memberi banyak hal tanpa bisa terdefinisi. Serta saudara tercinta : Yayuk Uus sekeluarga, Mas Umar sekeluarga dan Yayuk Lely sekeluarga. Semoga bisa dikumpulkan kelak di surga. Aamiin
2. Bapak Dr. Agung Purniawan, S.T., M.Eng dan Ibu Amaliya Rasyida ST.,MSc selaku pembimbing dalam pengerjaan Tugas Akhir ini.
3. Saudara I Dewa Nyoman W, Indra Bayu K, Fikri Adhi N dan rekan-rekan di laboratorium fisika khususnya.
4. Semua teman-teman mahasiswa Jurusan Teknik Material dan Metalurgi yang telah banyak membantu menyelesaikan sekolah ini.
5. Teman-teman dan kerabat yang tidak bisa disebutkan di sini.

Penulis menyadari bahwa masih banyak kekurangan dalam penulisan laporan ini. Oleh karena itu, penulis mengharapkan kritik, saran serta do'a yang membangun dari pembaca guna penyempurnaan laporan ini. Besar harapan penulis, laporan ini dapat bermanfaat bagi banyak orang. Terimakasih.

Surabaya, Januari 2017

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL.....	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	v
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT	ix
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTA GAMBAR	xvii
DAFTAR TABEL	xxi
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Perumusan Masalah	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tulang pada Manusia.....	5
2.2 Sifat Mekanik dan Struktur Mikro Tulang.....	7
2.3 Mineral yang Dibutuhkan Tubuh Manusia	10
2.4 Material <i>Biodegradable</i>	11
2.5 Metalurgi Serbuk	13
2.6 Kompaksi	14
2.7 Sintering.....	15
2.7.1 Mekanisme <i>sintering</i>	20
2.7 Tinjauan Jurnal Sebelumnya.....	21
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Diagram Alir Penelitian	23
3.2 Bahan dan Alat Penelitian.....	25
3.2.1 Bahan-bahan penelitian	25
3.2.2 Alat-alat penelitian	25
3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian	26

3.4 Pengujian.....	27
3.4.1 Scanning electron microscopy (SEM) & energy dispersive x-ray (EDX)	27
3.4.2 X-Ray diffraction (XRD)	27
3.4.3 Uji Tekan.....	27
3.4.4 Uji kekerasan.....	27
3.4.5 Uji <i>Weight loss</i> dengan Penimbangan	28
3.4.6 Pengujian Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik	29
3.4.7 Uji <i>Software Image J</i>	29
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	
4.1 Hasil Uji XRD.....	31
4.2 Hasil Analisis Komposisi Unsur Kimia dan Gambar Penampang Permukaan dalam Paduan Mg-Fe-Zn.....	35
4.3. Hasil Pengujian <i>Weight loss</i> selama Uji Peluruhan secara <i>in vitro</i>	48
4.4 Hasil Pengujian <i>Prosentase</i> Porositas dengan <i>software</i> <i>Image-J</i>	55
4.5 Hasil <i>Pengujian Mechanical Compressive Properties Test</i> <i>Paduan Mg-Fe-Zn</i>	61
4.6 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg-Fe-Zn	65
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	69
5.2 Saran	67
DAFTAR PUSTAKA	xiii
LAMPIRAN	xxi
BIODATA PENULIS	xxxix

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Penampang tulang trabekular dan kompakta	7
Gambar 2.2	Gambar penampang mikrostruktur tulang dengan XRD-EDX. A : Struktur mikro kolagen fibril <i>allaeochelys crassesculpta</i> , B : Struktur matriks tulang <i>allaeochelys crassesculpta</i> , C : Struktur mikro <i>Neochelys</i>	9
Gambar 2.3	Tahap pertama proses <i>sinter</i> , a) Partikel awal, b) Penyusunan kembali, c) Terbentuknya formasi leher.....	16
Gambar 2.4	Tahap kedua proses <i>sintering</i>	17
Gambar 2.5	a) Pertumbuhan leher dan volume penyusutan b) Perpanjangan dari batas butir, c) Pertumbuhan butir berlanjut dan batas butir meluas, lalu terjadi penyusutan dan pertumbuhan butir	18
Gambar 2.6	Pertumbuhan Ikatan mikrostruktur antar partikel keramik selama proses <i>sinter</i>	18
Gambar 2.7	Model <i>sinter</i> dua partikel	19
Gambar 2.8	Permodelan Partikel	21
Gambar 3.1	Diagram Alir Percobaan	24
Gambar 3.2	Spesimen paduan MgFeZn.....	26
Gambar 3.3	a.) <i>Micro-Vickers Hardness Tester</i> Test b.) Mesin Mechanical Compressive Properties..	27
Gambar 4.1	Hasil analisa XRD pengaruh <i>temperatur sintering holding</i> 90 menit	32
Gambar 4.2	Hasil analisa XRD pengaruh waktu <i>holding sintering</i>	34
Gambar 4.3	Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh <i>temperatur sintering</i> perbesaran 500x, a : <i>temperatur sintering</i> 200°, b : <i>temperatur sintering</i> 250° C dan c : <i>temperatur sintering</i> 300° C.....	41

Gambar 4.4	Penampang topografi dan persebaran unsur paduan MgFeZn pengaruh temperatur <i>sintering</i> perbesaran 2000x, a: temperatur <i>sintering</i> 200° C, b: temperature <i>sintering</i> 250° C dan c: temperatur <i>sintering</i> 300° C.....	42
Gambar 4.5	Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh waktu <i>holding sintering</i> perbesaran 500x, a : 30 menit, b : 60 menit C dan c : 90 menit.....	45
Gambar 4.6	Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh waktu <i>holding</i> perbesaran 2000x, a ; waktu <i>holding</i> 30 menit, b; waktu <i>holding sintering</i> 60 menit dan c ; waktu <i>holding</i> 90 menit.....	46
Gambar 4.7	Grafik pengaruh temperatur terhadap konsentrasi masa luruh paduan Mg-Fe-Zn hari pada waktu <i>holding</i> 90 menit.....	49
Gambar 4.8	Grafik pengaruh waktu <i>holding</i> terhadap konsentrasi masa luruh paduan Mg-Fe-Zn pada temperatur 300° C	50
Gambar 4.9	Grafik regresi pengaruh temperatur <i>sintering</i> dalam pengujian <i>weight loss</i> selama 14 hari.....	52
Gambar 4.10	Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 200° C. a : 30 menit, b : 60 menit, c:90 menit.....	56
Gambar 4.11	Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 250° C. a : 30 menit, b : 60 menit, c : 90 menit.....	57
Gambar 4.12	Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 300° C. a : 30 menit, b : 60 menit, c : 90 menit.....	58

Gambar 4.13	Grafik pengaruh temperatur dan waktu <i>holding</i> terhadap nilai <i>prosentase</i> porositas dalam paduan MgFeZn (%).....	60
Gambar 4.14	Grafik pengaruh <i>temperatur sintering</i> terhadap nilai tekan paduan MgFeZn	62
Gambar 4.15	Grafik uji tekan (<i>Compressive Test</i>) paduan <i>biodegradable material</i> Mg-Fe-Zn pengaruh waktu <i>holding sintering</i>	63
Gambar 4.16	Grafik pengaruh temperatur <i>Sintering</i> terhadap kekerasan	65
Gambar 4.17	Grafik pengaruh waktu <i>Holding Sintering</i> terhadap kekerasan.....	67

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1	Pemetaan unsur menggunakan EDX pengaruh temperatur <i>sintering</i> dalam paduan Mg-Fe-Zn (wt%).	36
Tabel 4.2	Pemetaan unsur menggunakan EDX pengaruh waktu <i>holding sintering</i> dalam paduan Mg-Fe-Zn (wt%)	38
Tabel 4.3	Pengaruh <i>temperatur sintering</i> pada paduan MgFeZn terhadap peluruhan waktu <i>holding</i> 90 menit.....	51
Tabel 4.4	Pengaruh waktu <i>holding</i> paduan MgFeZn pada temperatur 300° terhadap peluruhan	53
Tabel 4.5	Pengaruh temperatur dan waktu <i>holding</i> terhadap nilai <i>prosentase</i> porositas dalam spesimen paduan Mg-Fe-Zn.....	59

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Dalam dunia kedokteran bidang ortopedi, penyembuhan kasus patah tulang banyak memanfaatkan sekrup dan pelat-pelat penyangga dari logam nirkarat (non *biodegradable*). Tapi kerugiannya, harus dilakukan operasi kedua kalinya untuk mencabut kembali sekrup-sekrup dan pelat logam penyangga. Pemasangan implan atau organ tubuh artifisial dewasa ini sudah menjadi kelaziman. Mulai dari penanaman gigi palsu hingga sendi panggul buatan. Implan yang ditanam dalam tubuh manusia, pada saat ini banyak yang masih menggunakan logam non *biodegradable* yang dapat menimbulkan resiko akibat mengandung toksik. Di sisi lain, dengan menyekrup dan menahan tulang yang patah menggunakan lempengan logam baja tahan karat atau titanium (non *biodegradable*), tulang dapat tersambung kembali dalam jangka waktu relatif lebih pendek. Namun dalam jangka waktu tertentu, implan logam yang merupakan benda asing dalam tubuh itu, harus diangkat kembali. Jika tidak, benda asing itu akan tumbuh terus bersama tulang dan jaringan ototnya artinya harus dilakukan operasi sekali lagi. Operasi semacam itu tetap mengundang risiko bagi pasien. Akan tetapi, dewasa ini juga terdapat implan yang tidak harus selamanya berada dalam tubuh yang kini dikembangkan yaitu implan yang dapat terurai sendiri secara biologis yang disebut *biodegradable* material.

Biodegradable material adalah material yang dapat terurai sendiri secara alami (biologis) di alam. Dari permasalahan tersebut, maka dibuatlah implan tulang yang dapat terurai sendiri dengan menggunakan *Mg based alloy*. Dengan dibuatnya paduan tersebut, tindakan operasi semacam itu diharapkan tidak diperlukan lagi di masa depan. Hal ini menyangkut perekatan yang stabil ujung tulang



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

dan sisi lainnya. Jika tulangnya sembuh, material implan tidak perlu diangkat lagi. Berlatar belakang ini, implan penyangga tulang dari paduan logam Magnesium dapat digunakan (Witte, 2012). Sekitar 60% dari keseluruhan prosentase Magnesium dalam tubuh terletak di dalam tulang. Berdasarkan riset yang telah dilakukan, terbukti bahwa tulang yang mengalami defisiensi Magnesium berpotensi sangat besar memicu terjadinya pengeroposan tulang atau osteoporosis (Castiglioni, 2013).

Selanjutnya, untuk memperkuat struktur dan memberikan sifat tambahan pada Magnesium agar sesuai dengan spesifikasi tulang (khususnya tulang manusia) perlu ada bahan paduan lain yang memiliki sifat mekanis yang lebih bagus dari Mg dan mempunyai sifat korosifitas yang baik, sehingga bisa mengurangi *degradation rate* dari Mg yang besar. Pada penelitian *Biodegradable Mg based* dengan paduan Besi (Fe) dan Kalsium (Ca) menggunakan metode *Casting*, didapatkan hasil bahwa *degradation rate* Mg tinggi dan tidak terdapat *porous* pada material yang menyebabkan pertumbuhan tulang terhambat (Hernandha, 2016). Untuk itulah Besi (Fe) dan Zinc (Zn) ditambahkan ke dalam paduan ini. Selain itu, digunakan metode metalurgi serbuk melalui proses *sintering* dengan tujuan terbentuknya *porous*. Dengan variabel temperatur dan waktu *holding* diharapkan dapat diketahui paduan mana yang memiliki sifat mekanik dan morfologi yang sesuai. Selain untuk memperkuat struktur dan memberikan sifat tambahan, Fe dan Zn juga ditambahkan karena dua unsur tersebut merupakan bahan yang diperlukan tubuh.

1.2 Perumusan Masalah

Dari uraian latar belakang di atas maka dapat dirumuskan permasalahan sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh temperatur *sintering* dan waktu *holding* terhadap sifat mekanik dan morfologi



- biodegradable material* yang sesuai dengan aplikasinya pada tulang manusia?
2. Bagaimana pengaruh *temperature sintering* dan waktu *holding* terhadap pengurangan massa dan peluruhan *biodegradable material*?

1.3 Batasan Masalah

Dalam penelitian ini terdapat beberapa hal yang menjadi batasan masalah sebagai berikut:

1. Kondisi temperatur pada *furnace* saat dilakukan *holding* dianggap konstan dan selalu *vacum*.
2. Besar ukuran pada setiap butir pada masing-masing unsur dianggap sama.
3. Pada pengujian *in vitro* menggunakan temperatur lingkungan 36-38 °C dan diasumsikan konstan dari awal hingga akhir pengujian.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis pengaruh *temperature sintering* dan waktu *holding* terhadap sifat mekanik dan morfologi *biodegradable material* yang sesuai dengan aplikasinya pada tulang manusia.
2. Menganalisis pengaruh *temperature sintering* dan waktu *holding* terhadap pengurangan massa dan peluruhan *biodegradable material*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini ditujukan kepada pemerintah, peneliti lain, industri, dan masyarakat, manfaat yang dimaksudkan adalah sebagai berikut:

1. Penelitian ini dapat dimanfaatkan oleh pemerintah sebagai acuan bahwa riset material di bidang kesehatan, terutama di bidang ortopedi, sangatlah penting untuk dikaji lebih lanjut, dan bahkan direalisasikan.



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

2. Penelitian ini bermanfaat untuk pelengkap penelitian sebelumnya dan berkelanjutan yang bisa dikembangkan kedepan. Selain itu, penelitian ini juga dapat digunakan sebagai salah satu sumber belajar dan pengajaran demi pengembangan ke arah yang lebih baik bagi para peneliti lain.
3. Bagi industri yang bergerak di bidang kesehatan, khususnya ortopedi, penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai acuan untuk mewujudkan ladang usaha untuk memproduksi massal suatu produk material biodegradable di bidang *orthopedic devices*. Penelitian ini dapat dimanfaatkan sebagai referensi bagi masyarakat umum, sebagai salah satu penelitian yang bisa dikembangkan dan diinovasikan untuk masa yang akan datang.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

Menurut Cullinae dan Einhorn (2000) tulang adalah jaringan fisiologis yang dinamis terutama mempunyai fungsi yang menyediakan sistem dukungan mekanik untuk aktivitas otot, memberikan perlindungan fisik organ dan jaringan lunak dan bertindak sebagai fasilitas penyimpanan untuk sistem kandungan mineral dalam tubuh. Berikut adalah hal-hal penting yang berhubungan tulang manusia

2.1 Tulang pada Manusia

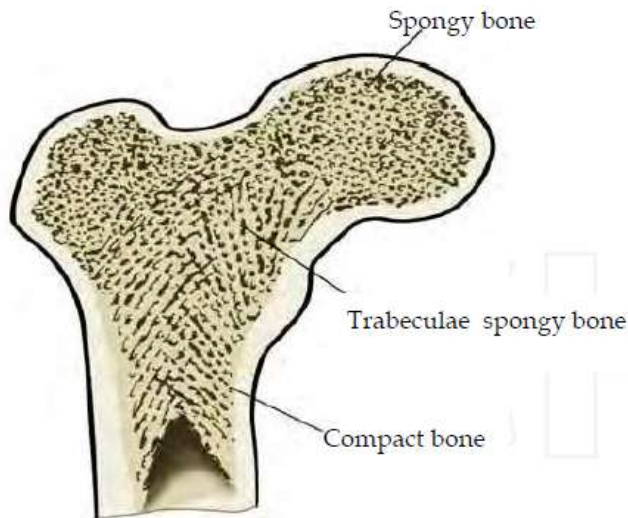
Tulang manusia adalah suatu material komposit yang secara mendasar memiliki perbedaan dari material komposit lainnya, yaitu memiliki nilai biologis. Tulang banyak dipelajari oleh *engineer* yang fokus pada bidang material karena strukturnya yang unik dan juga sifat mekaniknya (Olszta dkk, 2007). Di dalam tulang terdapat 60% kandungan zat anorganik, yang terdiri dari Kalsium (dalam bentuk apatit), Magnesium, Kalium, Natrium, Besi, Fosfor, dll (Castiglioni, 2013).

Menurut Brunner dan Suddarth (2002) fraktur adalah terputusnya kontinuitas tulang dan ditentukan sesuai jenis dan luasnya. Fraktur terjadi jika tulang dikenai stres yang lebih besar dari yang dapat diabsorbsinya. Implan tulang merupakan suatu alat yang digunakan sebagai penopang bagian tubuh, dan penyangga tulang pada kasus patah tulang (fraktur). *Scaffold*, *plate*, *bone screw*, dan beberapa alat lain dapat digunakan secara kombinasi menjadi penopang dan pengisi sambungan antara tulang yang patah sebelum jaringanya mengalami pertumbuhan. Untuk itulah *scaffold* pada area tulang akan mengalami kontak langsung dengan sel tulang, termasuk di dalamnya osteoblas, osteosit, dan osteoklas. *Scaffold* harus memiliki karakteristik sebaik kriteria pembebanan, serta gerak mekanik yang dimiliki



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

tulang. Faktor-faktor tersebut akan memengaruhi kecepatan dari pertumbuhan tulang dan peluruhan *scaffold* (Saito, 2011). Pada *orthopedic device* seperti *scaffold*, *plate*, *bone screw*, dll biasanya terbuat dari logam *non-biodegradable*. *Bone screw* digunakan untuk menjaga *scaffold* agar tetap berada pada posisinya dan tidak bergerak sehingga dapat memertahankan bentuk tulang seperti yang diinginkan. Hingga saat ini penggunaan material *non-biodegradable* (berupa logam dan juga polimer yang tak mampu diserap tubuh) masih sangat populer dalam praktik penanggulangan dan pengobatan fraktur. Padahal, risiko kerusakan jaringan tubuh, infeksi, dan efek trauma dari pasien akibat operasi berulang-ulang untuk penanaman dan pengambilan implan sangat besar. Untuk itulah diperlukan adanya solusi bahan yang *biodegradable* untuk menjawab risiko-risiko tersebut. Menurut Keaveny (2004) dkk, secara makroskopik dapat dibedakan menjadi dua macam yaitu tulang korsial (kompakta) dan tulang trabecular (spong). Tulang kompakta adalah tulang yang mempunyai bentuk susunan yang padat, sedangkan tulang trabekular mempunyai bentuk yang berongga. Gambar penampang tulang secara makroskopik dapat dilihat pada gambar 2.1 :



Gambar 2.1 Penampang tulang trabekular dan kompakta
Bankoff (2007)

2.2 Sifat Mekanik dan Struktur Mikro Tulang

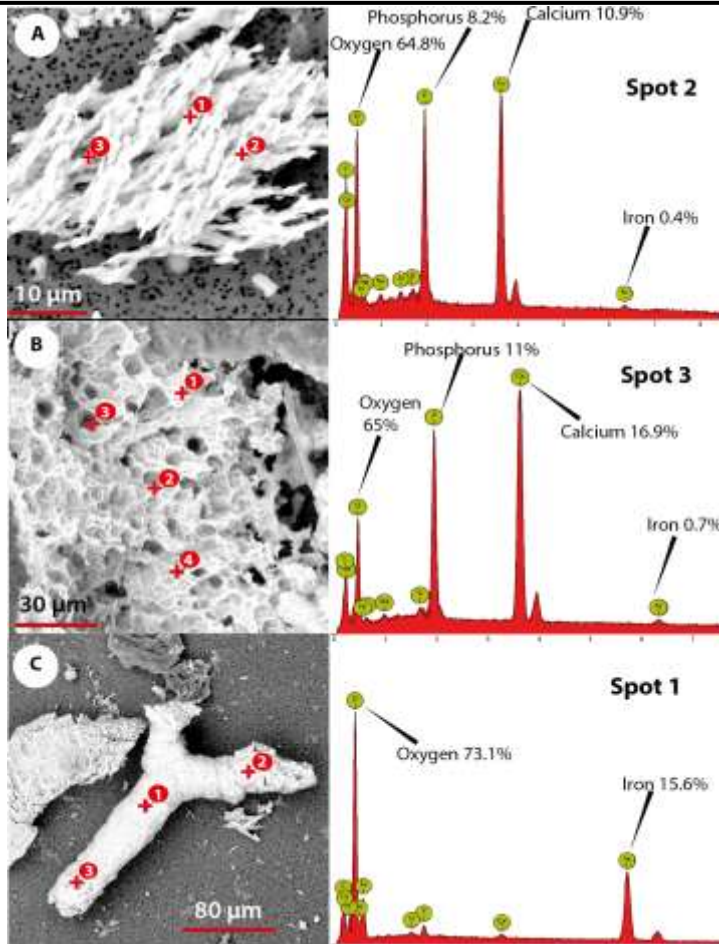
Sifat mekanik tulang adalah kemampuan suatu tulang dalam menyerap energi sampai batas elastisnya baik itu kekakuannya maupun kekuatannya (Ferreti dkk, 2001). Sifat anisotropik adalah sifat mekanik tulang akan berubah sesuai dengan arah aplikasi beban yang ditunjukkan langsung kepadanya (Holtrop, 1975). Menurut Keaveny, dkk (2004) sifat anisotropik mekanik untuk tipe tulang korsial (kompakta) untuk pembebanan modulus longitudinal 17,900 Mpa, modulus transversal 10,100 Mpa, modulus *shear* 3,300 Mpa. Lalu nilai *ultimate tensile strength* pada arah longitudinal dengan pembebanan kompresi 205 Mpa dan pembebanan *tension* 135 Mpa. Sedangkan nilai *ultimate*



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

tensile strength pada arah transversal dengan pembebanan kompresi 131 Mpa dan pembebanan *tension* 53 Mpa. Sifat mekanik tulang tipe trabekuler (spong) tergantung pada masing-masing umur manusia. Nilai kekuatan modulus tulang manusia pada pembebanan longitudinal dan transversal 10-300 Mpa, lalu kekuatannya *ultimate tensile strength* dengan pembebanan kompresi menurut Carter and Hayes (1977) adalah 6 Mpa dan modulus elastisnya 76 Mpa.

Menurut Caetano, dkk (2009) pada tulang terdapat beberapa unsur penyusun seperti unsur Ca, C, Fe, P dan lain-lain. Tulang kompakta dan trabekular hampir mempunyai unsur yang sama. Pada hewan penyusun pada tulang juga mempunyai komposisi yang hampir sama. Penampang tulang secara mikroskopik dilihat menggunakan SEM bisa dilihat pada Gambar 2.2



Gambar 2.2 Gambar penampang mikrostruktur tulang dengan XRD-EDX. A : Struktur mikro kolagen fibril *allaeochelys crassesculpta*, B : Struktur matriks tulang *allaeochelys crassesculpta*, C : Struktur mikro *Neochelys* (Cadena, 2016)



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN

METALURGI

2.3 Mineral yang Dibutuhkan Tubuh Manusia

Menurut Arifin (2008) selain karbohidrat lemak, protein, dan vitamin dalam tubuh juga terdapat mineral esensial yang merupakan salah satu komponen yang sangat diperlukan dalam tubuh. Mineral esensial ini dibutuhkan makhluk hidup untuk proses fisiologis baik itu untuk aktivasi enzim, membantu metabolisme dalam tubuh dan lain-lain. Mineral esensial dibagi menjadi 2 menurut banyaknya penggunaan dalam tubuh, yaitu mineral esensial mikro dan makro. Unsur-unsur mineral yang termasuk mineral esensial yaitu kalsium (Ca), fosforus (P), kalium (K), natrium (Na), klorin (Cl), sulfur (S), magnesium (Mg), besi (Fe), tembaga (Cu), seng (Zn), mangan (Mn), kobalt (Co), iodin (I), dan selenium (Se). Di bawah ini merupakan uraian dari beberapa mineral esensial yang ada dalam tubuh.

1. Mineral magnesium (Mg)

Sesuai yang ditulis oleh Topf dan Murray (2003) magnesium merupakan kation terbanyak keempat di dalam tubuh dan kation terbanyak kedua di dalam intraseluler setelah potasium. Magnesium (Mg) mempunyai peranan penting dalam struktur dan fungsi tubuh manusia. Tubuh manusia dewasa mengandung kira-kira 25 gram magnesium. Menurut Scillingmann dkk (2004) total magnesium dalam tubuh laki-laki dewasa diperkirakan 24 g. Distribusi magnesium dalam tubuh diperkirakan 66% di dalam tulang, 33% di dalam otot dan jaringan lunak, dan kurang lebih 1% dalam darah.

2. Mineral besi (Fe)

Besi adalah unsur esensial yang berperan sebagai energi oksidatif pada metabolisme di hampir keseluruhan spesies. Pada manusia, besi adalah komponen esensial pada pengangkutan oksigen hemoglobin (Ganz 2007). Menurut Harris (2003) kandungan zat besi dalam tubuh



sangat penting. Bahkan dibandingkan dengan defisiensi kalsium, penurunan kolagen (karena penurunan asupan zat besi) lebih berpotensi menyebabkan kekuatan tulang menurun. Hal tersebut dibuktikan dengan hasil penelitian pada tikus betina, bahwa kekurangan zat besi mengakibatkan pengurangan massa dan volume tulang. Dan lagi, juga ditemukan bahwa kekurangan zat besi jangka panjang dapat mengubah massa tulang dan struktur tulang dalam tubuh tikus betina (Kipp et al, 1998).

3. Mineral *zink* (Zn)

Seperti yang dikemukakan Underwood (2001) *Zinc* (Zn) merupakan salah satu mineral mikro yang memiliki fungsi dan kegunaan penting bagi tubuh. Zn dibutuhkan oleh berbagai organ tubuh, seperti kulit, mukosa saluran cerna dan hampir semua sel membutuhkan mineral ini. Menurut Paik (2001) Mineral Zn dibutuhkan dalam jumlah yang tidak terlalu banyak akan tetapi harus ada dalam makanan, karena Zn tidak bisa dikonversi dari zat gizi lain. Mineral ini berperan dalam berbagai aktivitas enzim, pertumbuhan dan diferensiasi sel, serta berperan penting dalam mengoptimalkan fungsi sistem tanggap kebal.

2.4 Material *Biodegradable*

Bahan *biodegradable* dapat diartikan sebagai zat atau benda yang mampu terurai oleh bakteri atau organisme hidup lainnya, juga dapat dimaknai sebagai bahan yang harus bebas polutan, karena kegunaannya adalah untuk berada di dalam tubuh makhluk hidup (*Oxford Dictionary*). Bahan *biodegradable*, akhir-akhir ini telah menarik banyak perhatian karena karakter mudah-luruhnya yang unik. Implan yang dapat terurai dan meluruh dalam tubuh, yang disertai dengan penurunan sifat mekanik dari



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

bahan implan, memiliki keistimewaan berupa pengurangan beban secara bertahap, dan unsur-unsur di dalamnya akan luruh dan tertransfer ke jaringan tulang keras (*cortical bone*) dan jaringan lunak. Selain itu, bahan *biodegradable* tidak perlu diambil dari dalam tubuh setelah diimplan. Karena yang terjadi adalah seiring dengan pertumbuhan jaringan tulang, maka bahan implan *biodegradable* akan meluruh dan larut di dalam tubuh. Dalam perkembangannya di beberapa tahun terakhir, implan *biodegradable* berupa batang penyangga, pelat, pin, sekrup (*bone screw*), jangkar jahitan untuk sutura telah mampu diciptakan. Yang paling sering dipelajari sebagai bahan *biodegradable* adalah polimer, logam, dan juga keramik. Bahan-bahan *biodegradable* biasanya diukur performa peluruhannya dengan satuan tertentu. Satuan tersebut bisa berupa *degradation rate* yang merupakan rasio dari pengurangan dimensi dengan waktu tertentu. Seperti contohnya adalah mm/tahun, cm/hari, dll (Salahshoor dan Guo, 2012). Akan tetapi, berdasarkan perhitungan grafik dari sumber-sumber yang menjadi acuan, nilai-nilai *degradation rate* tersebut dapat dikonversi satu sama lain. Seperti pada nilai *degradation rate* gram/hari dapat dikonversi menjadi cm/tahun dengan persamaan 2.1 :

$$PD/T = \sqrt[3]{\frac{r_1 \times 365}{\rho}} \dots\dots\dots(2.1)$$

PD/T menggambarkan pengurangan dimensi per tahun, r_1 adalah nilai *degradation rate* dalam gram/hari, dan ρ mewakili densitas dari material dalam gram/cm³, di mana ketika kita hubungkan dengan satuan per tahun, maka 365 adalah asumsi hari dalam satu tahun (non



kabisat). Sehingga satuan dari hasil PD/T adalah cm/tahun.

2.5 Metalurgi Serbuk

Menurut Callister (1994) proses pembuatan produk bermacam-macam, seperti *metal-forming*, pengecoran, *powder metallurgy* (PM), pengelasan dan proses permesinan. Metode yang digunakan dalam pembentukan produk ini dipilih berdasarkan beberapa faktor yaitu sifat dari bahan yang akan dibentuk, ukuran dan hasil akhir yang diinginkan dan tentu saja biaya yang diperlukan. *Powder Metallurgy* adalah proses pembentukan produk dari serbuk material dengan atau tanpa cara penekanan, yang diikuti dengan proses perlakuan panas untuk memperoleh kepadatan yang diinginkan. Serbuk dapat berfungsi sebagai bahan utama produk atau bahan pengikat sehingga dalam prosesnya, serbuk dapat dicampur dari dua jenis bahan serbuk atau lebih. Bahan serbuk dapat berupa logam, keramik maupun polimer tergantung pada karakteristik produk yang akan dibuat dengan gaya gravitasi atau gaya pendorong lainnya, serbuk dapat dialirkan atau dapat dipadatkan. Serbuk adalah partikel yang berukuran lebih kecil dari 1 mm. Kebanyakan serbuk yang digunakan dalam *Powder Metallurgy* adalah serbuk logam, meskipun kadang juga sering dikombinasi dengan fasa lain seperti keramik dan polimer. Pengembangan teknologi untuk pembuatan produk dengan menggunakan serbuk merupakan suatu langkah yang tepat untuk menghasilkan produk dengan bentuk yang kompleks, memiliki kualitas atau tingkat ketelitian yang bagus dan lebih ekonomis. Menurut Nayiroh (2010) langkah-



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

langkah yang dilakukan dalam metalurgi serbuk menurut antara lain:

1. Preparasi material
2. Pencampuran (*mixing*)
3. Penekanan (kompaksi)
4. Pemanasan (*sintering*)

Proses pemanasan yang dilakukan harus berada di bawah titik leleh serbuk material yang digunakan.

2.6 Kompaksi

Kompaksi merupakan proses pemadatan serbuk menjadi sampel dengan bentuk tertentu sesuai dengan cetakkannya. Ada 2 macam metode kompaksi, yaitu:

1. *Cold compressing*, yaitu penekanan dengan temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila bahan yang digunakan mudah teroksidasi, seperti Al.
2. *Hot compressing*, yaitu penekanan dengan temperatur di atas temperatur kamar. Metode ini dipakai apabila material yang digunakan tidak mudah teroksidasi.

Pada proses kompaksi, gaya gesek yang terjadi antar partikel yang digunakan dan antar partikel komposit dengan dinding cetakan akan mengakibatkan kerapatan pada daerah tepi dan bagian tengah tidak merata. Untuk menghindari terjadinya perbedaan kerapatan, maka pada saat kompaksi. Digunakan *lubricant*/pelumas yang bertujuan untuk mengurangi gesekan antara partikel dan dinding cetakan. Dalam penggunaan *lubricant*/bahan pelumas, dipilih bahan pelumas yang tidak reaktif terhadap campuran serbuk dan yang memiliki titik leleh rendah sehingga pada proses sinterring tingkat awal *lubricant* dapat menguap (Nayiroh, 2010).



2.7 Sintering

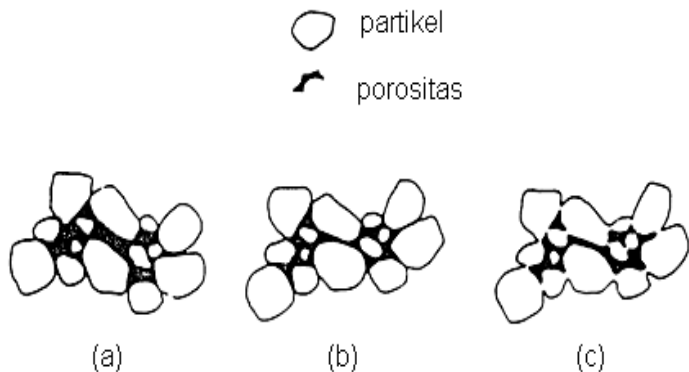
Proses *sintering* merupakan proses pemadatan material serbuk dengan cara membentuk ikatan batas butir antar serbuk penyusunnya akibat pemanasan dengan atau tanpa penekanan. Pada proses *sinter*, benda padat terjadi karena terbentuk ikatan-ikatan antar partikel. Panas menyebabkan bersatunya partikel dan efektivitas reaksi tegangan permukaan meningkat dengan perkataan lain, proses *sinter* menyebabkan bersatunya partikel sedemikian rupa sehingga kepadatan bertambah. Selama proses ini terbentuklah batas-batas butir, yang merupakan tahap permulaan rekristalisasi. Di samping itu, gas yang ada menguap dan temperatur *sinter* umumnya berada di bawah titik leleh unsur serbuk utama. Selama proses *sinter* terjadi perubahan dimensi, baik berupa pengembangan maupun penyusutan tergantung pada bentuk dan distribusi ukuran partikel serbuk, komposisi serbuk, prosedur *sinter* dan tekanan pemampatan (German, 1994). Beberapa tahapan proses terjadi selama *sinter* yang umumnya mengacu pada perubahan fisik ketika proses pembentukan ikatan antar partikel berlangsung. Tahapan *sinter* diuraikan sebagai berikut :



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

a. Tahap awal (*Initial Stage*)

Menurut German (1994) tahap awal ditandai dengan penyusunan kembali formasi leher, yang meliputi penyusunan kembali partikel dan formasi leher awal di titik kontak antar partikel, penyusunan kembali formasi partikel setelah mengalami pergerakan untuk meningkatkan jumlah titik kontak dan pada akhirnya membentuk ikatan pada titik kontak tersebut, dengan pergerakan. Material terjadi dengan energi permukaan tertinggi. Tahapan pertama dalam proses *sinter* seperti ditunjukkan Gambar 2.3



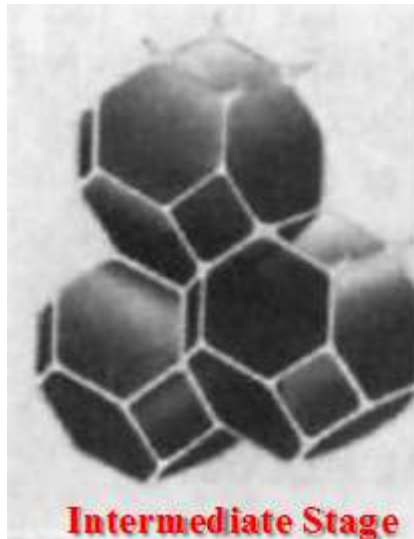
Gambar 2.3 Tahap pertama proses *sinter*, a) Partikel awal, b) Penyusunan kembali, c) Terbentuknya formasi leher (German, 1994).

b. Tahap kedua (*Intermediate Stage*)

Pertumbuhan leher terus berlanjut diikuti dengan pertumbuhan butir dan pertumbuhan pori. Perubahan fisik selama tahap kedua terjadi pertumbuhan ukuran leher antar partikel, porositas menurun atau berkurang, pusat partikel bergerak semakin dekat secara bersama-sama, penyusutan



setara dengan jumlah berkurangnya porositas, batas butir mulai berpindah sehingga butir mulai bertumbuh, terbentuknya saluran yang saling berhubungan (*continuous channel*) dan berakhir ketika porositas terisolasi. Tahapan kedua proses *sinter* ditunjukkan Gambar 2.4



Gambar 2.4 Tahap kedua proses *sintering* (Suvaci, 2008).

c. Tahap ketiga

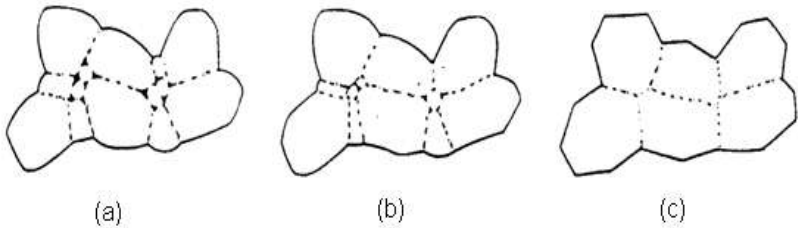
(*Final Stage*) ditandai dengan hilangnya struktur pori dan munculnya batas butir. Perubahan fisik selama tahap akhir meliputi porositas yang mengalami pergerakan terakhir dan pertumbuhan butir terjadi. Mekanisme *sinter* tahap ketiga ditunjukkan seperti Gambar 2.5 dan Gambar 2.6



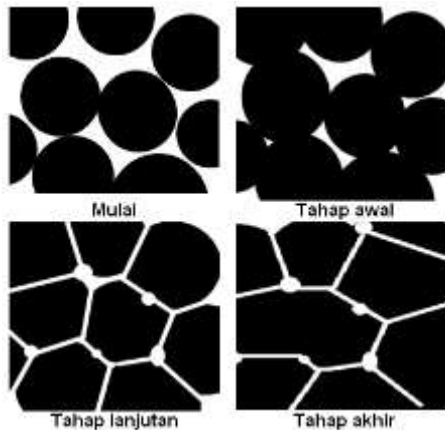
LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN

METALURGI



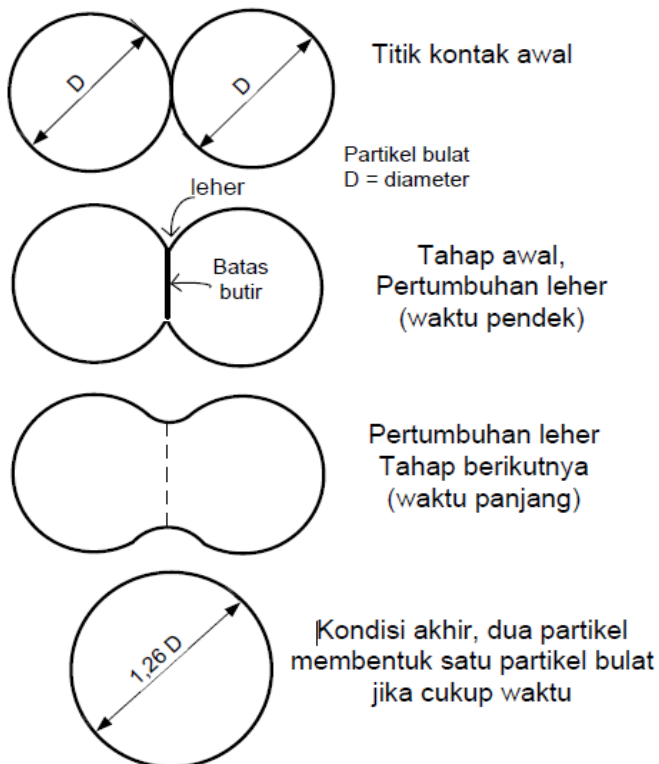
Gambar 2.5 a) Pertumbuhan leher dengan *discontinues pore-phase*, b) Pertumbuhan butir dengan pengurangan porositas, c) Pertumbuhan butir (German, 1994).



Gambar 2.6 Pertumbuhan ikatan mikrostruktur antar partikel keramik selama proses *sinter* (German, 1994).



Model *sinter* dapat digambarkan dalam bentuk dua partikel yang membentuk ikatan antar partikel selama *sinter*. Dimulai dengan kontak titik dan dilanjutkan dengan pertumbuhan leher yang terjadi pada batas butir kontak partikel. Jika waktu cukup, dua partikel akan bergabung menjadi satu partikel besar seperti pada Gambar 2.7

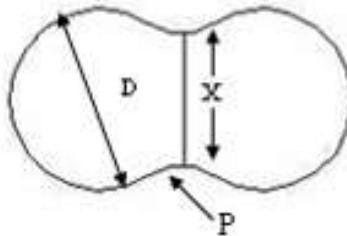


Gambar 2.7 Model *sinter* dua partikel (diadopsi dari German, 1994).



2.7.1 Mekanisme *sintering*

Sesuai pendapat German (1994) *sintering* dapat dilakukan dengan beberapa variasi dari mekanisme. Masing-masing mekanisme dapat bekerja secara individu atau kombinasi dengan yang lain untuk mendapatkan densifikasi. Sedangkan sumber energi (*driving force*) dari proses *sintering* adalah energi permukaan. Energi permukaan tiap satuan volume berbanding terbalik dengan diameter partikel jadi partikel berukuran kecil mempunyai energi lebih besar daripada partikel dengan ukuran besar. Selama proses *sintering* terjadi perpindahan massa dari partikel ke *neck* dan perpindahan massa ini terjadi untuk mengurangi energi permukaan partikel dengan cara memperluas permukaan partikel jadi selama proses *sintering* terjadi eliminasi atau pengurangan energi permukaan. Karena eliminasi energi permukaan merupakan proses yang terjadi selama *sintering* maka parameter yang dapat digunakan untuk mengukur tingkat *sintering* (*degree of sintering*) adalah luas permukaan. Parameter lain yang bisa digunakan dalam mengukur tingkat *sintering* adalah perbandingan antara ukuran *neck* (X) dengan diameter partikel (D), untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 2.9



Gambar 2.8 Permodelan Partikel (German, 1994).

2.8 Tinjauan Jurnal Sebelumnya

Menurut Chen, dkk (2014) dalam 15 tahun terakhir ini pengembangan paduan *Mg-based* mempunyai kemajuan yang sangat signifikan. Hal ini ditandai dengan majunya pengujian baik secara *in vitro* maupun *ex vivo* yang menunjukkan bahwa sifat mekanik dan perilaku korosinya berdasarkan struktur mikro dari paduan yang dipengaruhi oleh unsur penyusun, perlakuan panas, impuritas dan lain-lain.

Dari penelitian lain yang dilakukan oleh Salleha (2015) sintesis biomaterial berbasis Mg dibuat dengan metode sintering. Penambahan unsur paduan yang lain manambah nilai meningkatkan sifat mekanik paduan. Penambahan unsur Zn pada paduan meningkatkan nilai kekerasan Mg-Zn.

Dikutip dari penelitian dengan judul *Comperative Mechanical and Corrosion Studies on Magnesium, Zinc and Iron Alloy as Biodegreable Metals* bahwasanya dengan metode casting didapatkan bahwa Mg merupakan unsur yang mempunyai nilai degradasi korosi yang tinggi. Paduan Mg-Fe-Zn akan meningkat sifat mekanik secara signifikan karena



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

penambahan Fe, di sisi lain penambahan Fe-Zn pada Magnesium mempengaruhi nilai korosi menjadi lebih kecil dan menghilangkan gas *hydrogen* pada unsur Mg akibat reaksi alkali yang dapat menyebabkan awal terbentuknya korosi Vojtich,dkk (2014).

Selain itu, Hernandha (2015) meneliti tentang pengaruh komposisi pada paduan Mg-0,1Fe-0,8Ca, Mg-0,2Fe-0,8Ca dan Mg-0,3Fe-0,8Ca. Didapatkan hasil paduan Mg-0,2Fe-0,8Ca memiliki sifat mekanik terbaik dan mempunyai morfologi *biodegradable material* yang optimal. Selain itu penambahan unsur Fe pada material paduan meningkatkan tingkat peluruhan pada paduan yang bisa dilihat dari jumlah nilai Fe pada komposisi paduan. Disebutkan juga bahwa metode *casting* memiliki kelemahan yaitu material yang terbentuk berkomposisi tidak berporos yang menyebabkan sulitnya tulang untuk tumbuh pada masa awal pertumbuhan.

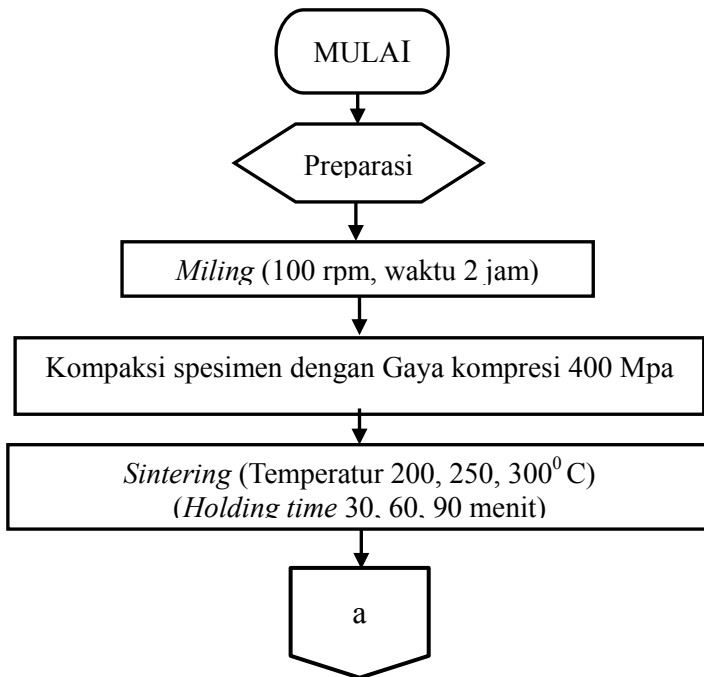
Dari penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya, peneliti merasa perlu dilakukan pengembangan lebih lanjut mengenai Material *biodegradable* berbasis ini Mg dengan metode sintering dengan variabel *temperature* dan waktu *holding*.

BAB III

METODE PENELITIAN

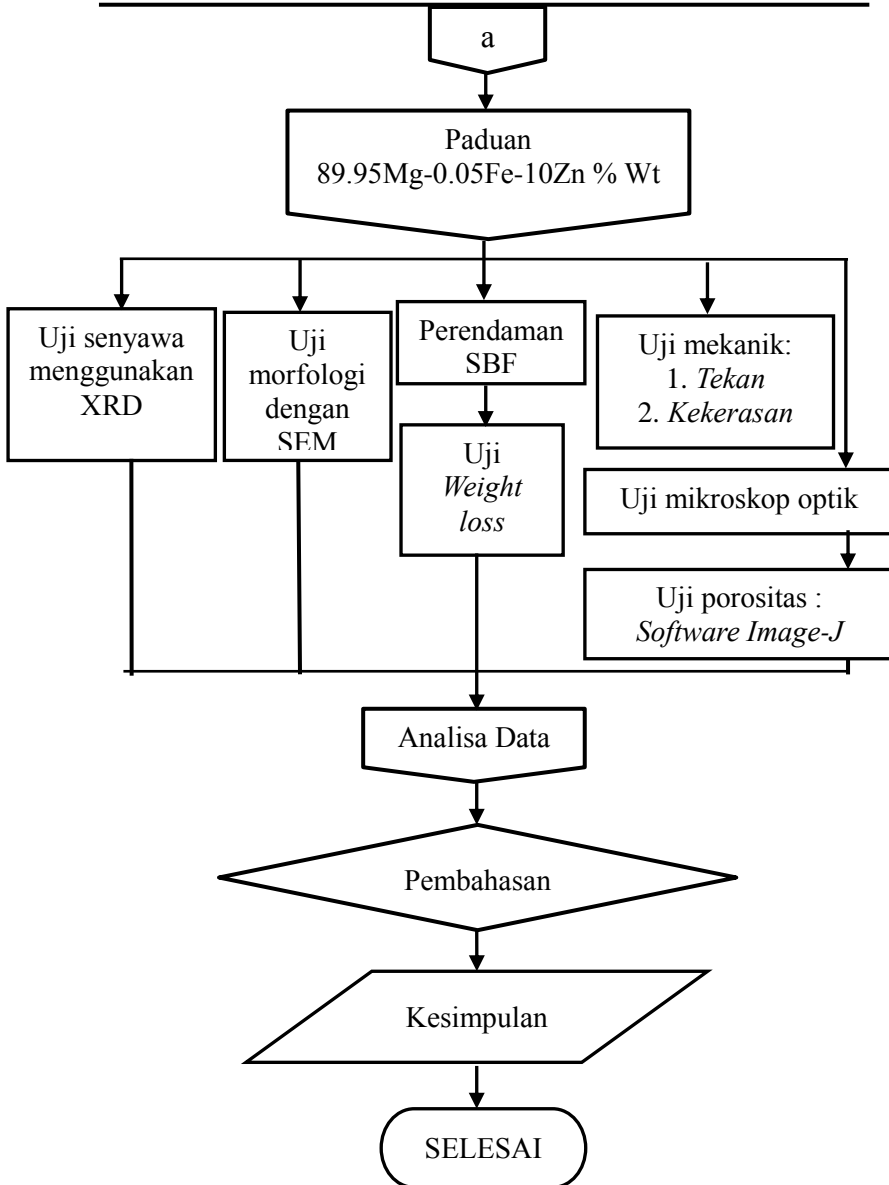
3.1 Diagram Alir Penelitian

Berikut adalah diagram alir untuk penelitian sintesis *biodegradable material* menggunakan paduan Mg-Fe-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*. Diagram alir penelitian ditunjukkan pada Gambar 3.1.





LAPORAN TUGAS AKHIR
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN
METALURGI



Gambar 3.1 Diagram Alir Percobaan



3.2 Bahan dan Alat Penelitian

3.2.1 Bahan-bahan penelitian

Bahan-bahan yang digunakan dalam penelitian ini antara lain:

1. Serbuk magnesium dengan kemurnian 99% produk Merck.
2. Serbuk *Zinc* dengan kemurnian 99% produk Merck.
3. Serbuk Besi
4. N-heksana.
5. Amonium Karbonat
6. *Phosphate Buffer Saline*

3.2.2 Alat Penelitian

Alat-alat yang digunakan dalam penelitian ini adalah:

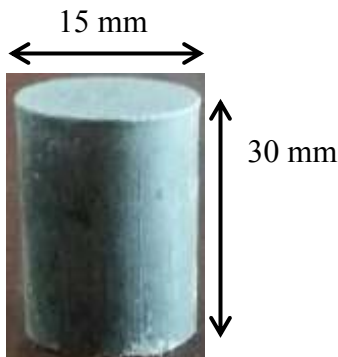
1. *Horizontal tube Furnace*
2. Gelas ukur
3. Spatula
4. *Dies*
5. *Modification Planetary Milling*
6. Alat Kompaksi
7. Inkubator penjaga temperatur
8. *Micro-Vickers Hardness Tester*
9. *Universal Mechanical Compressive Properties Test Machine*
10. SEM-EDX
11. XRD
12. Mikroskop Optik
13. Timbangan *digital*
14. Mesin *Metal Polish*
15. Akrilik Kubus *Vacum*



3.3 Prosedur Pelaksanaan Penelitian

Berikut adalah prosedur pelaksanaan penelitian sintesis *biodegradable material* menggunakan paduan Mg-Fe-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*:

1. Pengumpulan sumber (buku, jurnal, diktat, dll) sebagai acuan penelitian.
2. Alat dan bahan penelitian disiapkan dengan mempertimbangkan metode yang digunakan, yaitu *sintering* dengan atmosfer vakum.
3. Pembuatan spesimen diawali dengan proses *mixing* menggunakan *planetary milling* dengan kecepatan 300 rpm selama 2 jam.
4. Hasil campuran dimasukkan ke dalam *dies* kemudian dilakukan kompaksi dengan tekanan 350 MPa.
5. Paduan yang terdiri dari campuran padatan Magnesium (Mg), Besi (Fe) dan *Zink* (Zn) dibuat sesuai komposisi, yaitu 89.95Mg-0.05Fe-10Zn % Wt dengan bentuk silinder dimensi 15mm x 30mm. Gambar spesimen paduan MgFeZn ditunjukkan pada Gambar 3.2 :



Gambar 3.2 Spesimen paduan MgFeZn

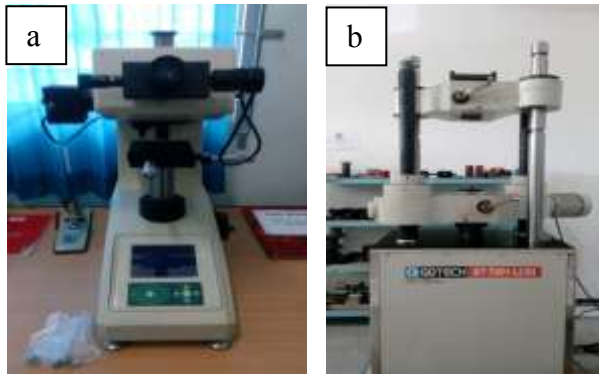
6. *Sintering* diukur dengan variasi temperatur 200, 250, dan 300 °C dengan waktu tahan 30,60 dan 90 menit. Proses *sintering*



menggunakan *horizontal tube furnace*. Spesimen dibiarkan mendingin di dalam *furnace*.

7. Preparasi sampel dilakukan untuk pengujian *in vitro* dengan membuat *Solution Body Fluid* dengan larutan *phosphate buffer saline*, dengan 5 spesimen direndam ke dalam SBF untuk ditimbang massanya setiap 2 hari sekali.
8. Preparasi sampel dilakukan untuk pengujian morfologi, unsur, dan mekanik.
9. Pengujian sampel dilakukan menggunakan alat SEM, XRD, uji tekan, uji kekerasan, dan pengambilan struktur mikro menggunakan mikroskop optik selanjutnya uji porositas menggunakan *software image J*.

Gambar *Micro-Vickers Hardness Tester Test* dan Mesin *Mechanical Compressive Properties* ditunjukkan pada Gambar 3.2 :



Gambar 3.3 a.) *Micro-Vickers Hardness Tester Test* b.)
Mesin *Mechanical Compressive Properties*

10. Dilakukan analisa terhadap hasil pengujian.
11. Kesimpulan dibuat dari hasil analisis.



3.4 Pengujian

Dari hasil penelitian yang telah dilakukan pada prosedur pelaksanaan penelitian pada subbab 3.3 dilakukan pengujian terhadap sampel, dengan pengujian sebagai berikut :

3.4.1 Scanning electron microscopy (SEM) & energy dispersive x-ray (EDX)

Pengujian menggunakan SEM/EDX dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS menggunakan instrumen *Scanning Electron Microscopy* (SEM) tipe FEI INSPECT 550 dan dengan tujuan mengetahui topografi permukaan, unsur yang ada, dan senyawa yang terbentuk di dalam paduan.

3.4.2 X-Ray diffraction (XRD)

Pengujian XRD dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi ITS dengan tujuan untuk mengidentifikasi senyawa yang terbentuk pada Mg akibat paduan unsur Fe dan Zn. Setelah mendapatkan grafik dari serangkaian pengujian menggunakan XRD maka selanjutnya akan diidentifikasi dengan bantuan *software* untuk mengetahui senyawa yang terbentuk pada material paduan. Dimensi spesimen yang digunakan untuk pengujian adalah silinder diameter 5mm dan tinggi 5mm, scan XRD dilakukan pada 2θ dari 10° sampai 80° .

3.4.3 Uji tekan

Uji sifat mekanik berupa uji tekan (*compressive test*) dilakukan di laboratorium Metalurgi jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS menggunakan instrumen model GOTECH GT- G7991-LC50. Pengujian ini bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) dari sampel *biodegradable material* Mg-Fe-Zn, untuk selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cortical bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari *biodegradable material* Mg-Fe- Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*. Dimensi sampel silinder dengan diameter 15mm menggunakan standar ASTM C39. Selanjutnya dilakukan analisis dan perbandingan dengan kekuatan tekan *cortial bone* manusia. Sehingga didapatkan data kuantitatif nilai kekuatan tekan dari



biodegradable material Mg-Fe-Zn untuk aplikasi *orthopedic devices*.

3.4.4 Uji kekerasan

Pengujian kekerasan pada sampel bertujuan untuk mengetahui sifat mekanik kekerasan dari *biodegradable material* yang dihasilkan dari proses penelitian ini. Sehingga dapat diketahui nilai kekerasan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn. Pengujian kekerasan dilakukan di laboratorium Metalurgi, Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS. Pengujian menggunakan *mikro hardness vicker test* dengan ukuran spesimen silinder berdiameter 5-10mm, menggunakan standar ASTM E92-82 dengan beban 300g selama 15 detik.

3.4.5 Uji Weight loss dengan Penimbangan

Pengujian *weight loss* dilakukan dengan cara merendam spesimen pada *solution body fluid* menggunakan larutan *phosphate buffer saline* selama 14 hari. Selanjutnya dilakukan penimbangan setiap 2 hari sekali.

3.4.6 Pengujian Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik

Spesimen yang akan diuji, sebelumnya berukuran diameter 15mm dan tinggi 20 mm dipreparasi dengan melakukan pemotongan menjadi ukuran kecil, selanjutnya tahap *polishing* spesimen, Pengujian struktur mikro dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik Olympus BX51M-RF, pengujian struktur mikro bertujuan untuk melihat *general structure* dalam paduan Mg-base.

3.4.7 Uji Software Image J

Uji Image-J digunakan untuk *quantitative image analysis tool* yang digunakan untuk mendapatkan persentase dari porositas. Pada pengujian ini menggunakan foto dari hasil mikroskop optik yang kemudian diidentifikasi menggunakan *software image J*, software ini bekerja dengan prinsip perbedaan warna dari bagian porositas dan bagian yang tidak terporositas dengan hanya terdapat 2 warna, software ini mampu menginterpretasikan ukuran dari porositas dengan menggunakan total luasan.



LAPORAN TUGAS AKHIR
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN
METALURGI

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB IV

ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

Dari rangkaian percobaan yang telah dilakukan dengan mengikuti prosedur dari seluruh rangkaian percobaan yang tercantum pada BAB III, dihasilkan 9 spesimen *biodegradable material* dengan temperatur *sintering* secara berturut-turut 200°, 250° dan 300° C. Sedangkan waktu *holding sintering* secara berturut-turut merupakan selama 30, 60 dan 90 menit. Dari spesimen-spesimen tersebut dilakukan pengujian diperoleh data-data diantaranya : bentuk permukaan dan persebaran unsur dari hasil *scanning* dengan uji SEM dan EDX, senyawa yang terbentuk pada unsur yang berikatan dengan Mg akibat paduan unsur Fe dan Zn dengan uji XRD. Besar nilai *prosentase* porositas *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dianalisis dengan uji *software Image-J*. Selain itu, didapatkan nilai peluruhan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dari uji *weight loss*. Nilai *compressive strength* dari paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn didapatkan dari uji tekan, nilai kekerasan dari *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dengan uji kekerasan menggunakan *microhardness*.

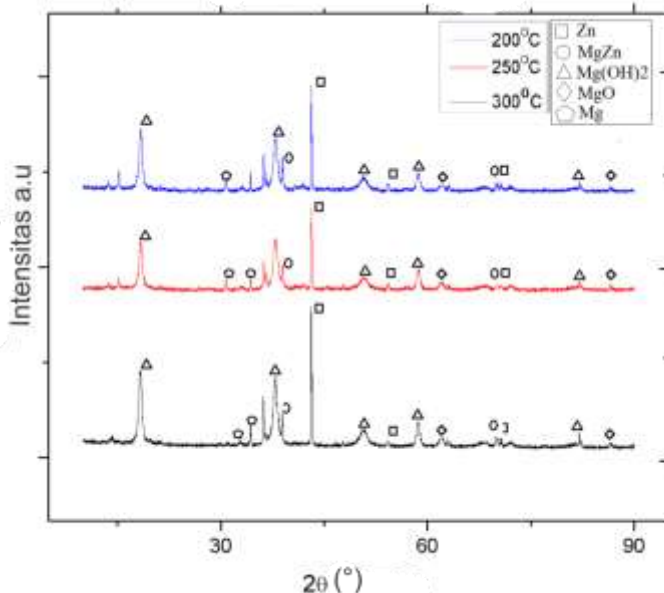
4.1 Hasil Uji XRD

Hasil analisa fasa yang mewakili 2 variabel berturut-turut pengaruh *temperatur sintering* dan waktu *holding sintering*. Berikut ini Ditunjukkan Gambar 4.1 dan Gambar 4.2 secara berturut-turut menunjukkan pengaruh *temperatur* dan *holding sintering* yang berbeda-beda.



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI



Gambar 4.1 Hasil analisa XRD pengaruh *temperatur sintering holding* 90 menit pada paduan MgFeZn

Dari hasil analisa XRD paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn pengaruh *temperatur sintering* disajikan dalam (Gambar 4.1) terlihat bahwa terdapat beberapa fasa yang terbentuk dalam paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn.

Paduan dengan temperatur *sintering* 200° C memiliki 3 senyawa, Magnesium dan Zn sebagai matriks terbesar pembentuk paduan dan penyusun yang lain sebagai fasa penyusun paduan. Diantara senyawa-senyawa yang tersebut adalah Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink* dan Magnesium Oksida. Pada sampel temperatur sintering 200° C, nilai terbesar posisi 2θ pada Magnesium Hidroksida senilai 18.38, *Magnesium Zink* senilai 38.93, dan Magnesium Oksida senilai 86.50.



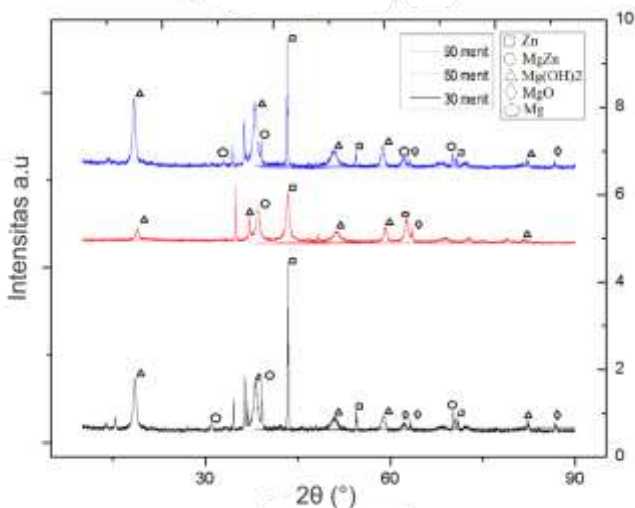
Kemudian pada temperatur *sintering* 250° C didapatkan hasil senyawa yang sama dengan penyusun matrik utamanya adalah Mg dan Zn. Senyawa tersebut adalah Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink*, Magnesium Oksida. Nilai terbesar posisi 2θ pada Magnesium Hidroksida senilai 18.48, *Magnesium Zink* senilai 38.94, dan Magnesium Oksida senilai 86.50.

Selanjutnya adalah sampel dengan temperatur *sintering* 300° C memiliki matrik penyusun utamanya adalah Mg dan Zn. Diantara yang lain juga terdapat kandungan dalam bentuk senyawa lain yaitu Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink*, Magnesium Oksida. Dari ketiga senyawa tersebut, nilai posisi 2θ pada masing-masing senyawa adalah sebagai berikut Magnesium Hidroksida senilai 18.27, *Magnesium Zink* senilai 38.94, dan Magnesium Oksida senilai 86.49.

Dari fasa yang terbentuk, terdapat senyawa oksida yaitu fasa MgO pada tiap pola XRD. Perbedaan yang tampak adalah tinggi puncak difraksi dimana puncak-puncak fasa MgO mengalami penurunan pada setiap peningkatan variasi temperatur *sintering*, hal ini menunjukkan semakin banyaknya Mg yang berikatan dengan oksigen. Jika keberadaan oksida logam yang semakin besar berakibat pada meningkatnya porositas dan menurunkan kekerasan (Faisal dan Hafizah, 2012). Kemudian, menurut Renata dkk (2013) lapisan Mg(OH)₂ dapat bertindak sebagai lapisan pasif untuk mencegah terjadinya korosi. Hasil analisa XRD paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering* yang ditunjukkan pada gambar Gambar 4.2.



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI



Gambar 4.2 Hasil analisa XRD pengaruh waktu *holding sintering* pada paduan MgFeZn

Dari gambar tersebut, hasil analisa XRD pengaruh waktu *holding sintering* terdapat beberapa fasa yang terbentuk dalam paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn. Pada waktu *holding sintering* selama 30 menit didapatkan hasil fasa dengan penyusun matrik utamanya adalah Mg dan Zn. Lalu 3 senyawa lain yang juga terkandung dalam sampel paduan adalah Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink*, Magnesium Oksida. Nilai terbesar posisi 2θ pada Magnesium Hidroksida senilai 18.50, Magnesium *Zink* senilai 39.00, dan Magnesium Oksida senilai 82.55.

Berikutnya adalah paduan dengan waktu *holding sintering* selama 60 menit memiliki 3 senyawa, terdiri dari Magnesium dan Zn sebagai matrik terbesar pembentuk paduan. Diantara senyawa-senyawa tersebut adalah Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink*, Magnesium Oksida. Nilai terbesar



posisi 20 pada Magnesium Hidroksida senilai 18.84, *Magnesium Zink* senilai 38.93, dan Magnesium Oksida senilai 63.56.

Selanjutnya dari sampel dengan waktu *holding sintering* 90 menit memiliki matrik penyusun utamanya adalah Mg dan Zn sama dengan paduan yang lain. Kandungan senyawa lain yaitu Magnesium Hidroksida, *Magnesium Zink*, Magnesium Oksida. Dari ketiga senyawa tersebut, nilai posisi 20 pada masing-masing senyawa adalah sebagai berikut Magnesium Hidroksida senilai 18.27, *Magnesium Zink* senilai 38.94, dan Magnesium Oksida senilai 86.49.

Senyawa oksida muncul dalam bentuk MgO pada tiap sampel variasi waktu *holding sintering*. Fasa MgO paling optimum terdapat sampel dengan waktu *holding* selama 30 menit, hal ini menunjukkan semakin banyaknya Mg yang berikatan dengan oksigen. Jika keberadaan oksida logam yang semakin besar berakibat pada meningkatnya porositas serta mengakibatkan penurunan kekerasan (Faisal dan Hafizah, 2012). Hal ini sesuai dengan pengujian kekerasan yang dilakukan yaitu, seiring menurunnya waktu *holding sintering* kekerasan juga menurun. Kemudian, menurut Renata dkk (2013) lapisan $Mg(OH)_2$ dapat bertindak sebagai lapisan pasif untuk mencegah terjadinya korosi.

4.2 Hasil Analisis Komposisi Unsur Kimia dan Gambar Penampang Permukaan dalam Paduan Mg-Fe-Zn

Pengujian analisa unsur dan distribusi penyebaran unsur dilakukan dengan menggunakan SEM-EDX yang dilakukan di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS. Analisis komposisi unsur kimia merupakan hasil analisa EDX yang dibahas pada butir a dan gambar penampang permukaan dalam paduan Mg-Fe-Zn merupakan hasil analisa SEM yang dibahas pada butir b.



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

a.) Uji EDX

Komposisi unsur yang didapatkan ditunjukkan oleh Tabel 4.1 dan Tabel 4.2 secara berturut-turut adalah pengaruh temperatur *sintering* dan waktu *holding sintering* :

Tabel 4.1 Pemetaan unsur menggunakan EDX pengaruh temperatur *sintering* dalam paduan Mg-Fe-Zn (wt%)

No	Spesimen	Mg(%)	Fe(%)	Zn (%)	C(%)	O(%)
1	200° C	47.65	0.31	4.82	1.79	45.42
2	250° C	48.18	0.55	5.25	1.47	44.55
3	300° C	39.96	0	2.26	4.75	53.03

Dari hasil analisa pemetaan unsur menggunakan EDX didapatkan besar nilai *prosentase* unsur dari masing-masing sampel paduan Mg-Fe-Zn pengaruh temperatur *sintering* yang disajikan dalam bentuk tabel *prosentase* berat. Unsur utama yang terdapat komposisi susunan paduan adalah Mg kecuali pada sampel dengan temperatur *sintering* 300°. Hal ini menunjukan bahwa susunan komposisi paduan sesuai dengan rancangan perhitungan dimana komposisi terbesar penyusun paduan adalah unsur Mg. Selanjutnya terdapat unsur penyusun paduan yang lain seperti unsur Zn dan Fe dalam paduan Mg-Fe-Zn. Akan tetapi dalam uji komposisi unsur susunan paduan menggunakan EDX ini, unsur Fe pada spesimen dengan temperatur *sintering* 300° C mempunyai nilai jumlah *prosentase* yang paling kecil. Kemudian diikuti dengan *prosentase* unsur-unsur lain yang juga terdapat pada paduan Mg-Fe-Zn seperti O dan C.

Pada spesimen dengan temperatur *sintering* 200° C, unsur yang mendominasi paduan MgFeZn dengan nilai terbesar ke paling kecil adalah magnesium, oksigen, zink, karbon dan besi. Unsur Mg menjadi unsur yang paling banyak tersebar merata setelah uji *per-spot*.



Kemudian sampel kedua paduan Mg-Fe-Zn *temperatur sintering* mencapai 250° C, unsur yang terbentuk sama seperti sampel temperatur 250° C unsur yang paling mendominasi dari yang terbesar adalah magnesium, oksigen, zink, karbon dan besi.

Selanjutnya sampel dengan dengan *temperatur sintering* mencapai 300° C yang merupakan sampel ketiga, mempunyai susunan unsur paduan yang sama seperti dua sampel sebelumnya kecuali dalam jumlah *prosentase* nilai besi yang sangat kecil. Nilai *prosentase* dari yang terbesar adalah oksigen, magnesium, karbon, zink dan besi.

Pada uji EDX paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn pengaruh *temperatur sintering*, susunan unsur paduan yang ada mengandung unsur penyusun Mg, Fe dan Zn kecuali pada sampel dengan *temperatur sintering* mencapai 300° C. Selain itu, terdapat unsur lain yang muncul seperti oksigen dan karbon. Semakin meningkatnya temperatur *sintering*, *energy* aktivasi setiap unsur semakin tinggi, sehingga ikatan antara unsur yang terdapat pada susunan paduan lebih mudah bereaksi. Oleh karena itu, unsur oksigen mempunyai nilai yang tinggi mencapai 53.03 Wt% dalam penyusun paduan dengan *temperatur sintering* mencapai 300° C. Dalam tabel periodik unsur, semakin ke kanan letak suatu unsur, maka elektronegatifitas suatu unsur akan meningkat sehingga kecenderungan unsur tersebut untuk bereaksi semakin tinggi. Pada unsur yang teridentifikasi pada hasil EDX, oksigen merupakan unsur yang letaknya paling kanan diantara unsur yang lain dengan nilai elektronegatifitas terbesar. Diperkuat oleh pendapat Kristianingrum (2003) kenaikan temperatur menambahkan energi, sehingga energi kinetik molekul-molekul akan meningkat. Akibatnya molekul-molekul yang bereaksi menjadi lebih aktif mengadakan tumbukan. Dengan kata lain, kenaikan temperatur menyebabkan gerakan molekul makin cepat sehingga kemungkinan tumbukan yang efektif makin banyak terjadi. Banyaknya unsur oksigen dalam paduan diasumsikan disebabkan kondisi vakum yang kurang sempurna pada saat proses *sintering*.



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

Selanjutnya, pada Tabel 4.2 merupakan data wt% pengaruh waktu *holding sintering* :

Tabel 4.2 Pemetaan unsur menggunakan EDX pengaruh waktu *holding sintering* dalam paduan Mg-Fe-Zn (wt%)

No	Spesimen	Mg %	Fe %	Zn %	C%	O%
1	30 menit	47.01	0.56	7.48	1.23	43.71
2	60 menit	48.78	0	2.89	7.15	41.18
3	90 menit	39.96	0	2.26	4.75	53.03

Selanjutnya, pada pengaruh waktu *holding sintering*, hasil analisa pemetaan unsur menggunakan EDX didapatkan besar nilai *prosentase* unsur dari masing-masing unsur paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering* yang disajikan pada Tabel 4.2 dalam *prosentase* wt%. Diketahui unsur utama yang terdapat komposisi susunan paduan adalah Mg. Hal ini menunjukkan susunan komposisi paduan sesuai seperti pada rancangan perhitungan. Dengan nilai komposisi susunan paduan yang terbesar adalah Mg kecuali pada sampel dengan waktu *holding sintering* selama 90 menit. Selanjutnya, ditemukan kandungan unsur penyusun paduan yang lain seperti Zn dan Fe dalam paduan Mg-Fe-Zn. Akan tetapi dalam uji komposisi unsur susunan paduan menggunakan EDX ini, unsur Fe pada spesimen dengan waktu *holding sintering* selama 60 menit dan waktu *holding sintering* selama 90 menit mempunyai nilai jumlah *prosentase* yang sangat kecil bahkan pada tabel *prosentase* berat mempunyai nilai 0%. Kemudian diikuti dengan *prosentase* unsur-unsur lain yang juga terdapat pada paduan Mg-Fe-Zn seperti O dan C.

Pada spesimen dengan waktu *holding sintering* selama 30 menit, unsur yang mendominasi dengan nilai terbesar ke paling



kecil adalah magnesium, oksigen, zink, karbon dan besi. Unsur Mg menjadi unsur yang paling banyak tersebar merata setelah uji *per-spot*.

Kemudian pada sampel kedua dengan waktu *holding sintering* selama 60 menit, unsur yang terbentuk sama seperti sampel dengan waktu *holding sintering* selama 30 menit. Unsur yang paling mendominasi dari yang terbesar adalah magnesium, oksigen, karbon, zink, dan besi. Akan tetapi nilai unsur besi pada waktu *holding* ini mempunyai nilai yang sangat kecil mendekati 0% pada titik tersebut.

Sampel dengan waktu *holding sintering* selama 90 menit 90 menit yang merupakan sampel ketiga. Mempunyai susunan unsur paduan yang sama seperti dua sampel sebelumnya kecuali dalam jumlah prosentase Fe yang sangat kecil. Nilai *prosentase* dari yang terbesar adalah oksigen, magnesium, karbon, zink dan besi.

Pada uji EDX paduan biodegradable material Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering*, susunan unsur paduan yang terkandung dalam paduan adalah unsur Mg, Fe dan Zn kecuali pada sampel dengan waktu *holding sintering* selama 60 menit dan 90 menit. Jumlah Fe yang terdapat paduan sangat kecil. Selain itu, terdapat unsur lain yang muncul seperti oksigen dan karbon. Dari hasil uji EDX ini dapat diketahui jumlah unsur Fe yang sangat kecil pada waktu *holding sintering* selama 60 menit dan 90 menit. Selain itu, semakin menurunnya unsur Zn pada sampel yang menunjukkan adanya ikatan antara unsur yang satu dengan unsur yang lain. Secara teoritis hal ini disebabkan karena semakin lama waktu *holding sintering*, energy aktivasi unsur untuk berikatan juga semakin meningkat sehingga ikatan antara unsur yang terdapat pada susunan paduan lebih mudah bereaksi. Selain itu ditunjukkan oleh unsur oksigen yang mempunyai *prosentase* yang

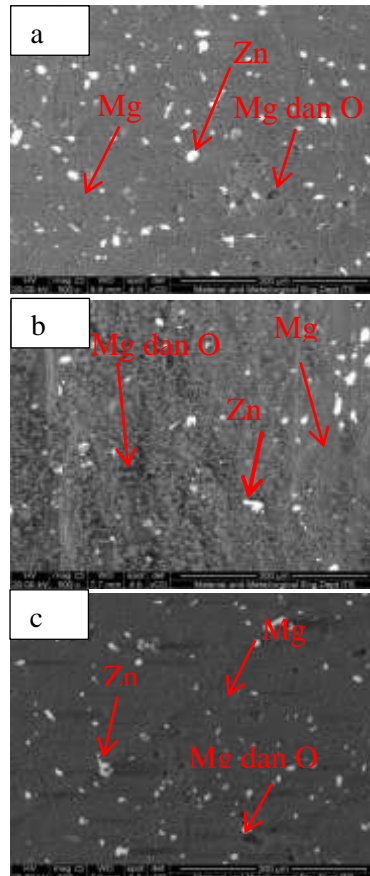


LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

tinggi pada sampel dengan waktu *holding sintering* selama 90 menit dengan nilai 53.03 Wt%. Hal ini mengindikasikan adanya reaksi yang semakin tinggi dengan meningkatnya waktu *holding sintering*. Dalam tabel periodik unsur, semakin ke kanan letak suatu unsur maka elektronegatifitas unsur akan meningkat sehingga kecenderungan bereaksi semakin tinggi seiring dengan lamanya waktu pemanasan. Pada unsur yang teridentifikasi pada hasil EDX, oksigen merupakan unsur yang letaknya paling kanan diantara unsur yang lain. Hal ini didukung oleh pernyataan dari penelitian yang dilakukan oleh Nugraha (2010) semakin lama waktu *holding sintering* ikatan dan densifikasi yang terjadi antar partikel semakin tinggi. Adanya unsur oksigen yang ada dalam paduan disebabkan karena kondisi vakum yang kurang sempurna pada saat *sintering*.

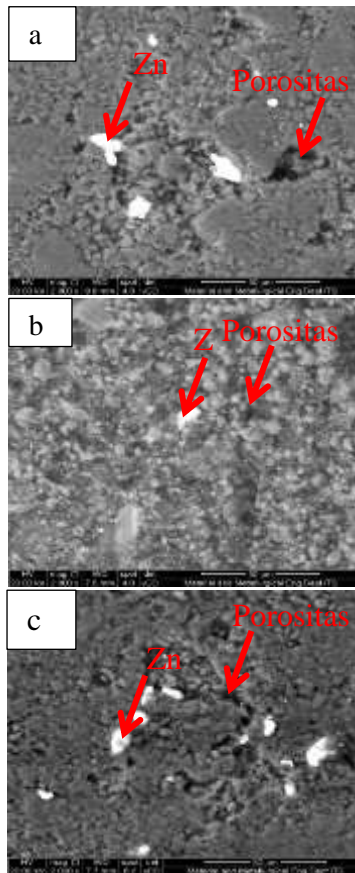
b. Hasil Pengujian SEM Paduan Mg-Fe-Zn

Gambar topografi paduan Mg-Fe-Zn pengaruh temperatur *sintering* secara berturut-turut tersaji pada Gambar 4.3 dan Gambar 4.4 serta pengaruh waktu *holding sintering* tersaji pada Gambar 4.5 dan Gambar 4.6.



Gambar 4.3 Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh *temperatur sintering* perbesaran 500x, (a) *temperatur sintering* 200°, (b) : *temperatur sintering* 250° C dan (c) *temperatur sintering* 300° C

Selanjutnya adalah gambar penampang topografi perbesaran 2000x yang ditunjukkan pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh temperatur *sintering* perbesaran 2000x, (a) temperatur *sintering* 200° C, (b) temperatur *sintering* 250° C dan (c) temperatur *sintering* 300° C.



Dari pengamatan hasil pencitraan hasil SEM dengan perbesaran 500x pada Gambar 4.3 terlihat penampang topografi paduan Mg-Fe-Zn. Selain itu, diketahui persebaran unsur yang terdapat pada paduan. Identifikasi unsur pada gambar penampang permukaan paduan, dilakukan dengan uji *per-spot* untuk mengidentifikasi mayoritas unsur-unsur yang terkandung berdasarkan perbedaan warna. Ditunjukkan dengan warna hitam, warna putih dan warna hitam pekat secara berturut-turut mayoritas unsur yang terkandung adalah Mg, Zn serta Mg dan O.

Kemudian pada Gambar 4.4 penampang topografi permukaan dengan perbesaran 2000x. Hasil pengamatan menunjukkan bahwa penampang permukaan (kontur) paduan yang lebih jelas, Zn ditunjukkan oleh warna putih dan porositas ditandai dengan warna hitam pekat.

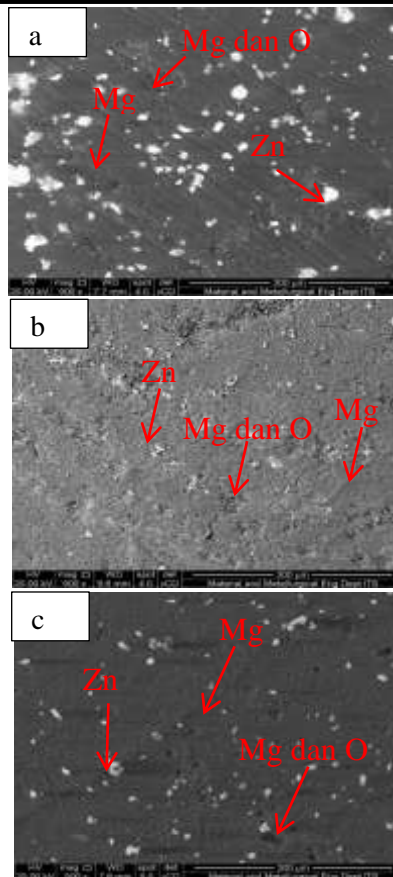
Pada gambar pengamatan hasil SEM pengaruh *temperatur sintering*, semua sampel paduan bahwa unsur Mg tersebar merata pada penampang permukaan paduan Mg-Fe-Zn. Hal ini ditandai dengan warna hitam pada penampang permukaan yang tersebar merata. Sedangkan warna putih yang tersebar di antara penampang yang berwarna hitam merupakan unsur Zn. Pada gambar perbesaran 2000x terlihat unsur Zn berwarna putih dan porositas berwarna hitam pekat. Porositas yang terdapat dalam paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn dari yang terbesar ke yang terkecil dari gambar adalah sampel *temperatur sintering* 200° C dengan persebaran porositas yang tidak merata, selanjutnya adalah sampel dengan *temperatur sintering* 250° C dengan besar porositasnya



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

yang merata, kemudian sampel dengan *temperatur sintering* 300° C mempunyai besar porositas yang kecil dengan persebaran yang lebih merata daripada sampel dengan *temperatur sintering* 200° C. Dari hasil SEM 2000x, senyawa yang terbentuk pada porositas adalah ikatan antara Mg dan O yang diketahui dari uji per-spot unsur. Hal ini diperkuat dengan penelitian yang dilakukan oleh (Ratnasari dkk, 2014) menunjukkan bahwa peningkatan *temperatur sintering* mengakibatkan terjadinya penyusutan pori antara *grain boundary* (batas butir) dan diikuti oleh pertumbuhan *grain* serta peningkatan ikatan antar partikel yang berdekatan.

Gambar hasil SEM pengaruh waktu *holding sintering* ditunjukkan oleh Gambar 4.5 dan 4.6.



Gambar 4.5 Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering* perbesaran 500x, (a) 30 menit, (b) 60 menit C dan (c) 90 menit.

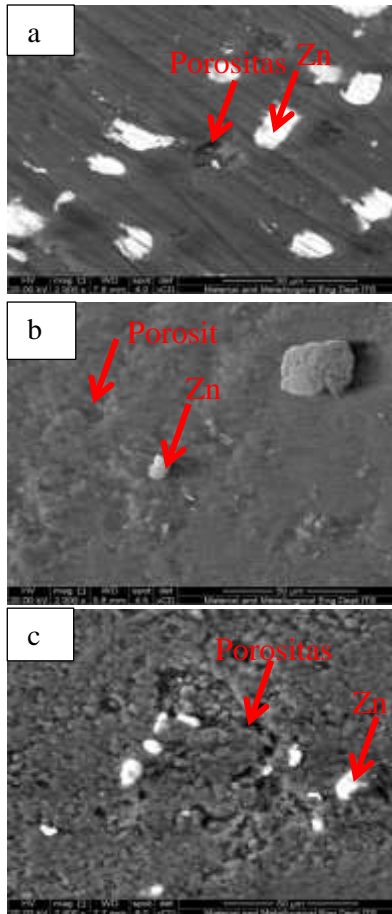
Hasil SEM dengan perbesaran 2000x, ditunjukkan pada gambar 4.6.



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN

METALURGI



Gambar 4.6 Penampang topografi dan persebaran unsur paduan Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding* perbesaran 2000x, (a) waktu *holding* 30 menit, (b) waktu *holding* *sintering* 60 menit dan (c)waktu *holding* 90 menit.



Dari pengamatan pada Gambar 4.5, dapat dilihat penampang topografi dan persebaran unsur paduan *biodegradable* material Mg-Fe-Zn. Identifikasi unsur dilakukan dengan uji *per-spot* untuk mengidentifikasi unsur-unsur mayoritas yang terkandung. Dengan indikasi warna secara berurutan Mg dengan warna hitam, Zn berwarna putih dan Mg dan O ditandai warna hitam pekat.

Kemudian pada Gambar 4.6 adalah penampang topografi permukaan dengan perbesaran 2000x pengaruh waktu *holding*. Dari hasil pengamatan pada gambar 4.6, terlihat dengan jelas unsur Zn dan porositas yang terdapat dalam paduan.

Hasil SEM pengaruh waktu *holding sintering* menunjukkan bahwa unsur Mg menjadi matrik tersebar merata pada penampang permukaan paduan *biodegradable* material Mg-Fe-Zn ditandai dengan warna hitam pada penampang permukaan. Unsur Zn yang berwarna putih menyebar di antara penampang yang berwarna hitam. Selain itu terlihat unsur Zn yang berwarna putih dan porositas ditandai oleh daerah yang berwarna hitam pekat.

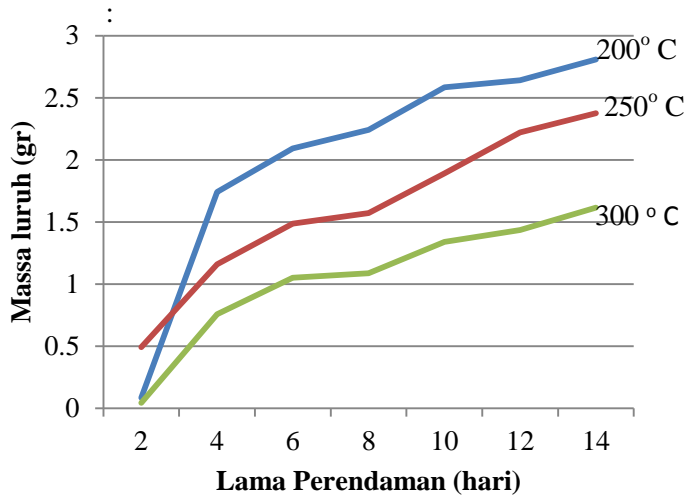
Paduan dengan waktu *holding sintering* 30 menit memiliki porositas yang lebih kecil dibandingkan dengan sampel paduan dengan waktu *holding sintering* 90 menit. Persebaran porositas pada paduan Mg-Fe-Zn dengan waktu *holding sintering* 90 menit mempunyai persebaran porositas yang lebih merata dibandingkan dengan waktu *holding sintering* 30 menit. Kemudian paduan dengan waktu *holding sintering* 60 menit mempunyai penampang kontur yang berbeda dari yang lain yang berwarna abu-abu. Hal ini disebabkan karena jumlah unsur C yang tinggi seperti diketahui dari hasil EDX. Agustina dan Sumarsono (2014) menyatakan bahwa perubahan warna sampel yang



semula hitam menjadi abu-abu dikarenakan adanya unsur karbon. Senyawa yang terbentuk pada porositas adalah ikatan antara Mg dan O yang diketahui dari uji per-spot unsur pada pengujian EDX. Hal ini diperkuat oleh penelitian Sujatno,dkk (2015) dengan judul penelitian *Studi Scanning Electron Microscopy (SEM)* untuk Karakterisasi Proses *Oxidasi* Paduan *Zirconium* menyatakan bahwa perbedaan kontras yang jelas antara matriks dengan lapisan oksida di permukaan menunjukkan kesan warna gelap. Dari perbandingan gambar sampel paduan dengan waktu *holding sintering* 30 menit dan waktu *holding sintering* 90 menit, porositas semakin kecil jika waktu tahan yang diberikan semakin meningkat. Hal ini diperkuat dengan penelitian yang dilakukan oleh Yafie dan Widyastuti (2015) menyatakan bahwa waktu tahan yang diberikan maka akan diperoleh nilai sinter *density* yang semakin tinggi, porositas yang semakin kecil.

4.3 Hasil Pengujian *Weight loss* scara *in vitro*

Gambar 4.7 dan 4.8 berturut-turut menunjukkan pengaruh temperature dan waktu holding sintering terhadap konsentrasi masa luruh paduan Mg-Fe-Zn.



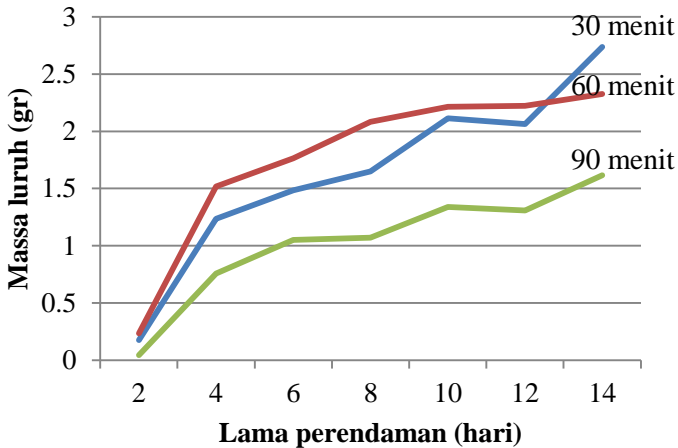
Gambar 4.7 Grafik pengaruh temperatur terhadap konsentrasi masa luruh paduan Mg-Fe-Zn hari pada waktu *holding* 90 menit

Semakin tinggi *temperatur sintering*, laju peluruhan mempunyai kecepatan yang signifikan sampai perendaman pada hari 14.



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI



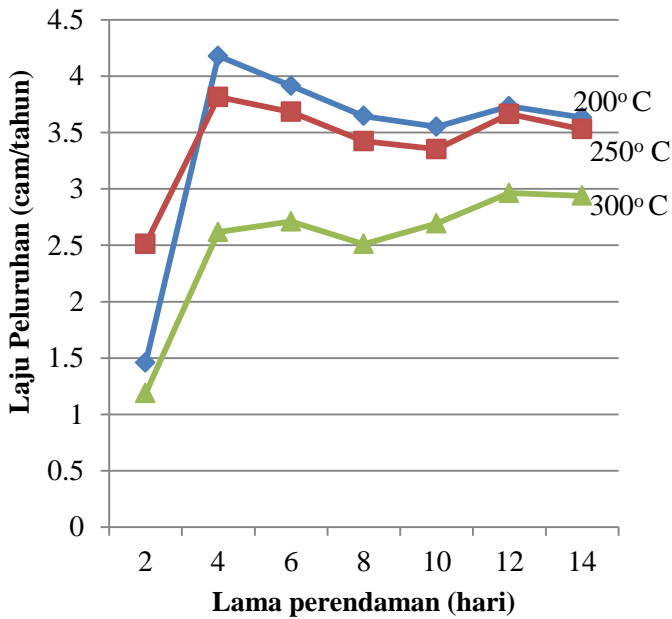
Gambar 4.8 Grafik pengaruh waktu *holding* terhadap konsentrasi masa luruh paduan Mg-Fe-Zn dengan temperatur 300° C

Semakin tinggi waktu *holding sintering*, laju peluruhan mempunyai kecepatan yang signifikan sampai perendaman pada hari 14. Dari data yang didapatkan dari penimbangan, dilakukan analisa peluruhan dalam satuan tahun/cm menggunakan persamaan 2.1. Hasil perhitungan peluruhan disajikan pada Tabel 4.3.



Tabel 4.3 Pengaruh *temperatur sintering* pada paduan MgFeZn terhadap peluruhan waktu *holding* 90 menit ($^{\circ}\text{C}$)

Variasi	Perendaman (hari)	Rata-rata	Rata-rata
		Laju Luruh (gr/day)	Laju Luruh (cm/year)
200	2	0.10	1.45
	4	0.84	4.17
	6	0.60	3.91
	8	0.45	3.64
	10	0.44	3.55
	12	0.75	3.73
	14	0.68	3.63
250	2	0.64	2.51
	4	0.69	3.81
	6	0.58	3.68
	8	0.45	3.42
	10	0.45	3.35
	12	0.89	3.66
	14	0.52	3.52
300	2	0.04	1.13
	4	0.52	2.60
	6	0.45	2.72
	8	0.35	2.92
	10	0.30	2.50
	12	0.52	2.48
	14	0.48	2.84



Gambar 4.9 Grafik regresi pengaruh temperatur *sintering* terhadap peluruhan (cm/tahun)

LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

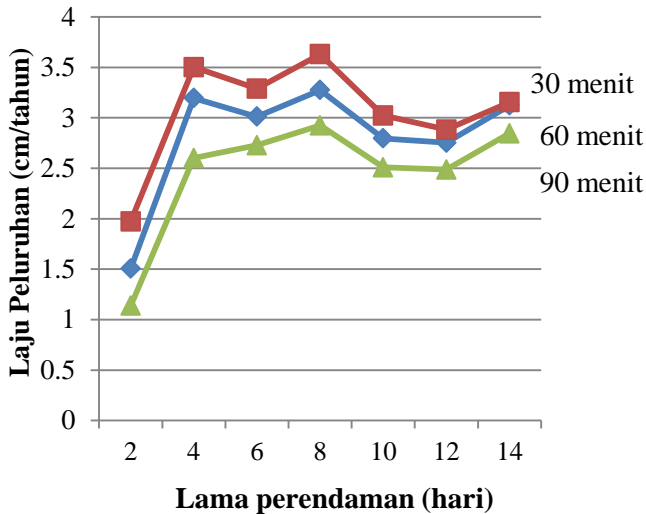


Tabel 4.4 Pengaruh waktu *holding* paduan MgFeZn pada temperatur 300° C terhadap peluruhan (menit)

Spesimen	Perendaman (hari)	Rata-rata	Rata-rata
		Laju Luruh <i>rate (gr/day)</i>	Laju Luruh <i>rate (cm/year)</i>
30	2	0.14	1.50
	4	0.51	3.19
	6	0.46	3.01
	8	0.81	3.27
	10	0.35	2.79
	12	0.35	2.75
	14	0.66	3.12
60	2	0.18	1.97
	4	0.86	3.50
	6	0.64	3.28
	8	1.21	3.62
	10	0.48	3.02
	12	0.41	2.88
	14	0.71	3.15
90	2	0.04	1.13
	4	0.52	2.60
	6	0.45	2.72
	8	0.35	2.92
	10	0.30	2.50
	12	0.52	2.48
	14	0.48	2.84



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI



Gambar 4.10 Grafik regresi pengaruh waktu *holding sintering* terhadap peluruhan (cm/tahun)

Dari hasil yang disajikan pada Tabel 4.9 pengaruh *temperatur sintering*, nilai laju peluruhan dari yang tertinggi hingga yang terendah secara berturut-turut adalah paduan dengan temperatur sintering 200° C, temperatur sintering 250° C, dan laju peluruhan terendah paduan dengan temperatur sintering 300° C. Nilai laju peluruhan temperatur sintering 300° C sebesar 2.51 cm/tahun. Hasil pengujian yang disajikan pada Tabel 4.10 merupakan pengaruh waktu *holding sintering*. Nilai laju terkecil adalah spesimen dengan *holding sintering* 90 menit dengan rata-rata 2.46 cm/year. Ketika dibandingkan dengan nilai *laju peluruhan* dari Mg murni yang bernilai 6,414 cm/tahun, maka paduan Mg-Fe-Zn masih memiliki keunggulan dalam



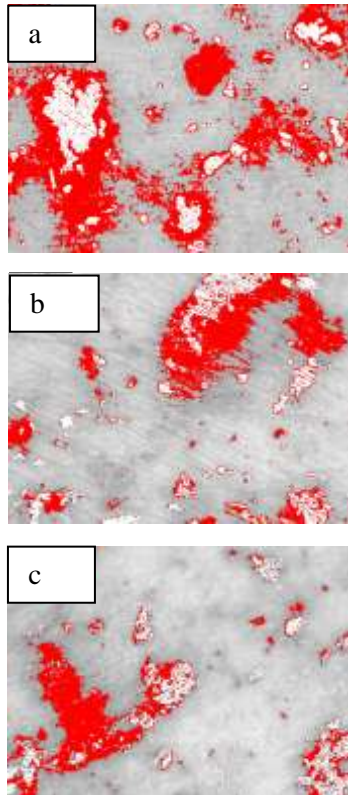
hal peluruhan, karena lebih rendah dari Mg murni tersebut. Sehingga dapat dikatakan paduan Mg-Fe-Zn lebih baik daripada paduan Mg murni dalam hal *degradation rate*.

4.4 Hasil Pengujian Prosentase Porositas dengan software Image-J

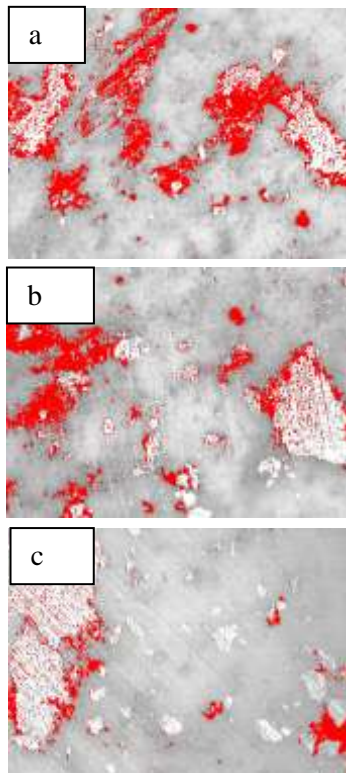
Uji porositas dilakukan dengan menggunakan *software image-j*, gambar yang dianalisa porositasnya adalah gambar hasil uji mikroskop optik perbesaran 200 kali. Hasil analisa porositas dapat dilihat pada gambar 4.11, 4.12 dan 4.13,



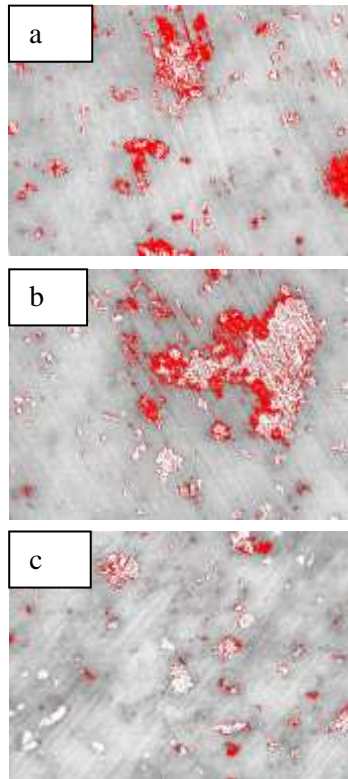
LAPORAN TUGAS AKHIR
JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN
METALURGI



Gambar 4.10 Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 200° C. (a) 30 menit, (b) 60 menit dan (c) 90 menit



Gambar 4.11 Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 250° C. (a) 30 menit (b) 60 menit dan (c) 90 menit



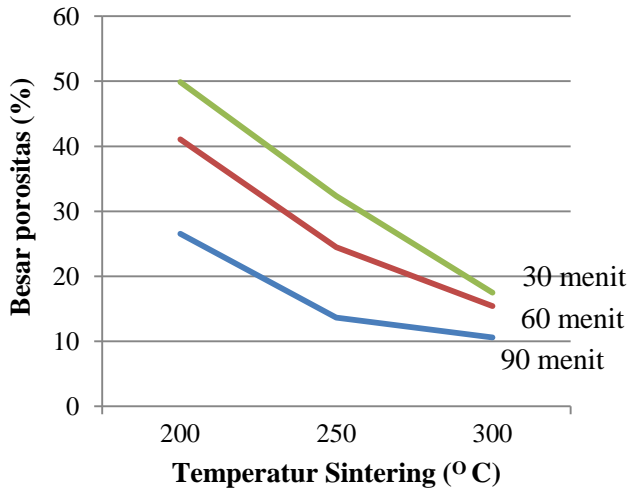
Gambar 4.12 Pengaruh waktu holding terhadap besar porositas pada suhu 300°C . (a) 30 menit (b) 60 menit dan (c) 90 menit



Tabel 4.5 Pengaruh temperatur dan waktu *holding* terhadap nilai *prosentase* porositas dalam spesimen paduan Mg-Fe-Zn :

NO		Spesimen	Besar porositas (%)
1	200° C	a	26.54
2		b	13.63
3		c	10.56
4	250° C	a	14.53
5		b	10.82
6		c	4.85
7	300° C	a	8.77
8		b	7.89
9		c	2.08

Berikut ini adalah pengaruh temperatur dan waktu *holding sintering* terhadap nilai *prosentase* porositas dalam spesimen paduan Mg-Fe-Zn yang ditunjukkan pada Gambar 4.13.



Gambar 4.13 Grafik pengaruh temperatur dan waktu *holding* terhadap nilai *prosentase* porositas dalam paduan MgFeZn (%)

Hasil analisa menunjukkan besar porositas dalam *prosentase* (%) di suatu luas area tertentu. Pada Gambar 4.13 diketahui bahwa nilai porositas akan semakin menurun dengan penambahan besar temperatur *sintering*. Hal ini bisa dilihat pada diagram pengaruh *temperature* dari temperatur 200° C, temperatur 250° C dan temperatur 300° C mempunyai penurunan yang teratur pada semua temperatur pada waktu *holding sintering* yang sama.

Pada variabel pengaruh waktu *holding sintering*, diketahui bahwa besar porositas menurun seiring dengan bertambahnya lama waktu holding pada saat *sintering* dari

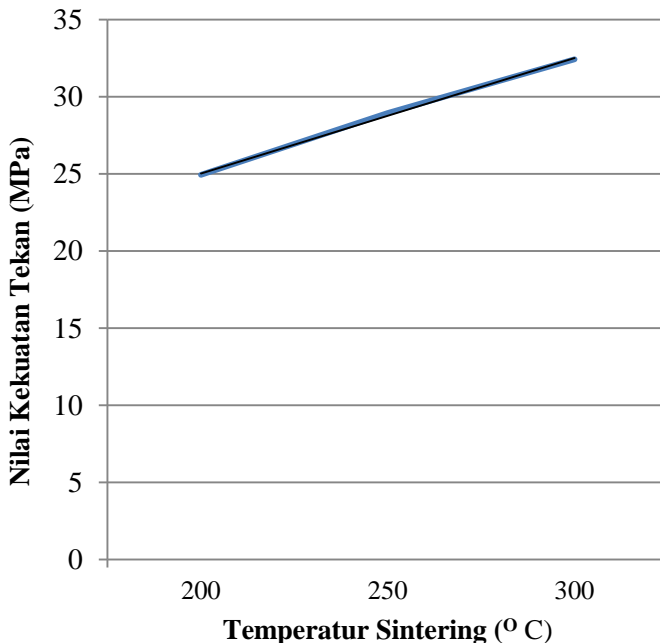


30 menit, 60 menit dan 90 menit pada setiap temperatur *sintering* yang sama.

Densitas dan porositas adalah dua sifat material yang saling mempengaruhi, dimana bila porositas suatu material tinggi maka densitas material tersebut akan lebih rendah dibandingkan bila material tersebut memiliki porositas yang lebih rendah, begitu juga sebaliknya. Semakin besar temperatur *sintering* dimungkinkan semakin cepat proses pembentukan kristal tersebut. Besar kecilnya temperatur juga berpengaruh pada ukuran porositas dan juga berpengaruh pada struktur pertumbuhan kristal (Setyowati, 2008). Semakin tinggi temperatur *sintering* atau semakin lama waktu tahan yang diberikan maka akan diperoleh nilai *sinter density* yang semakin tinggi dan porositas yang semakin kecil .

4.5 Hasil *Mechanical Compressive Test* Paduan Mg-Fe-Zn

Pengujian *Mechanical Compressive Properties Test* paduan menggunakan alat GOTECH GT-7001-LC50 dan didapatkan hasil *compressive strength* paduan Mg-Fe-Zn pengaruh temperatur *sintering* dan waktu *holding* sintering, secara berturut-turut ditunjukkan pada Gambar 4.14 dan 4.15,



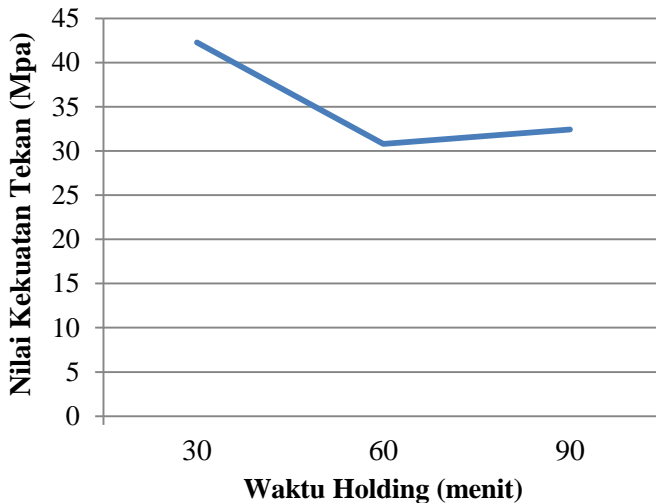
Gambar 4.14 Grafik pengaruh *temperatur sintering* terhadap nilai tekan paduan MgFeZn

Dari pengujian *compressive test* yang telah dilakukan, pada pengaruh temperatur *sintering*, diperoleh bahwa nilai *compressive strength* paduan dengan temperatur *sintering* mencapai 200 °C adalah 24.95 MPa. Paduan kedua dengan temperatur *sintering* mencapai 250 °C adalah 28.95 MPa, kemudian paduan dengan temperatur *sintering* mencapai 300° C nilainya 32.44 Mpa. Pada uji *compressive test*, paduan Mg-Fe-Zn pengaruh temperatur *sintering* nilai *compressive strength* tertinggi pada dengan temperatur *sintering* mencapai 300° C.



Diketahui dengan meningkatnya temperatur pemanasan, reaksi yang terjadi semakin tinggi. Hal ini membuat batas butir mulai berpindah sehingga butir mulai bertumbuh, terbentuknya saluran yang saling berhubungan sehingga intensitas ikatan antar unsur semakin tinggi yang membuat paduan semakin rapat. Kecepatan ikatan dipengaruhi oleh temperatur sebagai energy penggerak yang menyebabkan difusi antar batas butir dan terjadi penyusutan porositas yang akan meningkatkan densitas dan meningkatkan kekuatan Lestari (2008).

Selanjutnya pengaruh waktu *holding sintering* terhadap nilai tekan ditunjukkan dalam Gambar 4.15 :



Gambar 4.15 Grafik uji tekan (*Compressive Test*) paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering*

Dari hasil uji tekan paduan Mg-Fe-Zn, paduan dengan waktu *holding sintering* mencapai 30 menit, 60



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

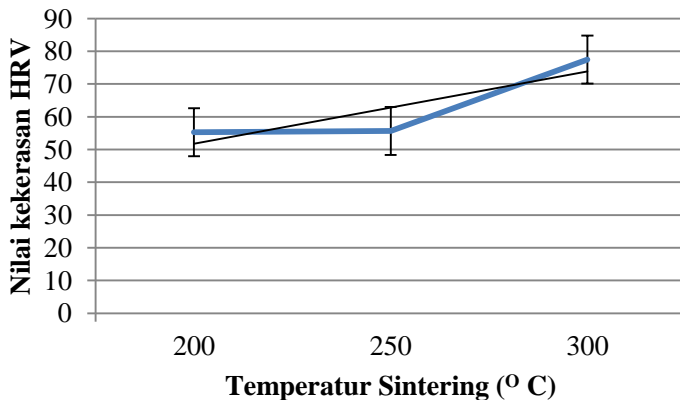
menit, dan 90 menit mempunyai nilai *compressive strength* secara beturut-turut adalah 42.27 Mpa, 30.81 Mpa dan 32.44. Diiketahui semakin bertambahnya waktu *holding sintering* paduan, nilai *compressive strength* yang dimiliki paduan semakin menurun dengan penggambaran diagram menggunakan standar deviasi yang memiliki tren yang menurun. Hal ini bertentangan dengan teori bahwasanya *energy* ikatan akan meningkat seiring dengan semakin lamanya waktu *holding sintering* sehingga meningkatkan nilai tekan suatu material. Dari penelitian yang sudah dilakukan oleh Yafie dan Widyastuti (2012) pengaruh waktu *holding sintering* juga sebanding dengan pengaruh terhadap kekuatan tekan. Pengurangan nilai tekan tersebut terjadi karena pengaruh unsur Zn pada paduan *biodegradable* material Mg-Fe-Zn. Pada uji unsur yang dilakukan dengan menggunakan EDX, diketahui bahwa jumlah unsur Zn dalam Wt% menurun seiring dengan semakin lamanya waktu *holding sintering*. Hal ini juga telah disebutkan oleh Tufikurrahman dan Safei (2005) penambahan kandungan Zn dapat meningkatkan kekerasan pada permukaan. Unsur Zn merupakan unsur yang reaktif terglong dalam logam transisi, *energy* ikatan akan meningkat seiring dengan meningkatnya waktu *holding* sehingga unsur Zn murni diasumsikan berikatan dengan unsur atau senyawa lain terutama oksigen dan karbon yang kadarnya memang tinggi. Hal ini diperkuat bahwa Zn murni akan dengan cepat membentuk lapisan seng karbonat, $Zn_5(OH)_6CO_3$, seketika berkontak dengan gas karbon dioksida Porter (1994) *Corrosion Resistance of Zinc and Zinc Alloys*. Jika dibandingkan dengan nilai kekuatan tulang pada manusia



yang sebenarnya, dengan pembebanan kompresi arah longitudinal yang nilainya 205 Mpa (Keaveny, dkk 2004), Sehingga dalam nilai kompresif, paduan material Mg-Fe-Zn pengaruh variasi kedua variabel masih perlu penelitian yang lebih lanjut.

4.6 Hasil Pengujian Kekerasan Paduan Mg-Fe-Zn

Hasil uji kekerasan paduan MgFeZn dua variabel tersaji dalam Gambar 4.16 dan Gambar 4.17 secara berturut-turut pengaruh temperatur *sintering* dan waktu *holding sintering* :



Gambar 4.16 Grafik pengaruh temperatur *sintering* terhadap kekerasan

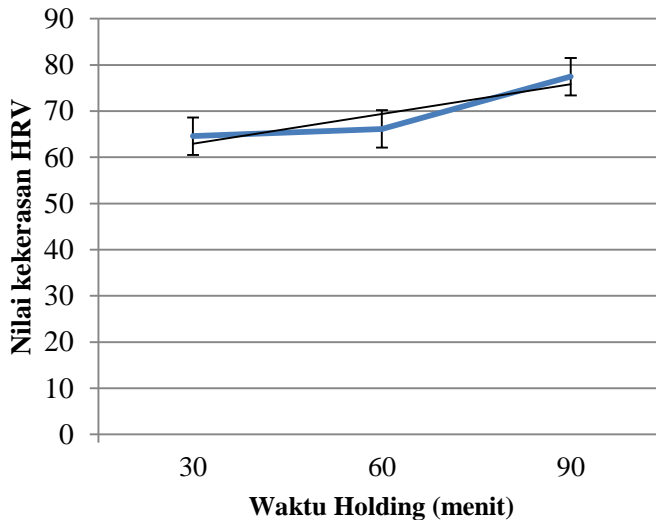
Dari hasil uji kekerasan, sampel dengan temperatur *sintering* 200° C, temperatur *sintering* 250° C dan temperatur *sintering* 300° C secara berurutan adalah 55.3 HV, 55.6 HV dan 77.4 HV. Dari uji *microhardness* yang



LAPORAN TUGAS AKHIR

JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

dilakukan dapat diketahui bahwasanya kekerasan paduan Mg-Fe-Zn meningkat bersamaan dengan meningkatnya temperatur *sintering*. Secara teori hal ini terjadi karena semakin meningkatnya temperatur pemanasan yang dilakukan pada saat melakukan *sintering*, *energy* yang dihasilkan semakin besar dan hal itu memudahkan proses difusi yang terjadi antar partikel. Seperti pendapat Rodreguez et al (2011) pada saat temperatur *sintering* semakin tinggi, maka ikatan yang ditandai dengan timbulnya leher (*necking*) diantara partikel juga akan semakin tinggi dan akhirnya ikatan-ikatan senyawa terbentuk. Energi yang dihasilkan dari proses pemanasan yang semakin tinggi memberikan *energy* untuk berikatan secara masif yang akhirnya mengurangi besar porositas. Kemudian diperkuat oleh pernyataan dari Wahi A,et al (2015) didapatkan temperatur *sintering* yang semakin tinggi menghasilkan densitas semakin baik dan meningkatkan nilai kekerasan.



Gambar 4.17 Grafik Pengaruh Waktu *Holding Sintering* terhadap kekerasan

Pada hasil uji kekerasan material Mg-Fe-Zn pengaruh waktu *holding sintering* selama 30 menit, 60 menit dan selama 90 menit secara berturut-turut adalah 64.56 HV, 61.13 HV dan 77.46 HV. Dari uji *microhardness* yang disajikan dalam bentuk kurva pada Gambar 4.17 dapat diketahui bahwasanya kekerasan paduan *biodegradable material* meningkat bersamaan dengan meningkatnya lamanya waktu *holding sintering* dengan perhitungan toleransi eror menggunakan standar deviasi. Hal ini secara toritis terjadi karena densitas akan semakin meningkat seiring dengan bertambahnya waktu *holding sintering*. Selain itu, Toor (2016) menyatakan bahwa pada uji *microhardness* hubungan antara waktu



LAPORAN TUGAS AKHIR JURUSAN TEKNIK MATERIAL DAN METALURGI

holding sintering dan nilai kekerasan adalah semakin tinggi waktu *holding sintering* akan meningkatkan nilai kekerasan.

Oleh karena itu, pada pengujian kekerasan ini dapat diketahui paduan *biodegradable* material Mg-Fe-Zn yang baik adalah paduan dengan temperatur *sintering* mencapai 300° C dengan waktu *sintering* 90 menit yang mempunyai nilai kekerasan mencapai 77.46 HV. Jika di konversi ke dalam satuan BHN dengan nilai kekerasan 80 BHN, paduan Mg *bassed* dengan penambahan unsur Fe dan Zn temperatur *sintering* 300° mempunyai nilai yang mendekati paduan Mg *bassed* pada umumnya yang memiliki nilai 81-176 BHN, berdasarkan hasil perhitungan ASTM A 370 – 02: *Standard Test Methods and Definitions for Mechanical Testing of Steel Products* yang diolah dari <http://iron-foundry.com>). Menurut Keaveny,dkk (2004) nilai *ultimate tensile strength* pada arah pembebanan longitudinal tulang nilainya 135 Mpa, oleh karenanya nilai pembebanan pada paduan *biodegradable material* Mg-Fe-Zn jika dikonversi ke Mpa dengan nilai 205 Mpa memenuhi apabila diaplikasikan sebagai *orthopedic device*.



BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis data serta pembahasan yang telah diuraikan pada BAB IV, dari penelitian dapat ditarik kesimpulan, yaitu :

1. Paduan Mg-Fe-Zn yang sesuai dengan sifat mekanik dan morfologi tulang yaitu paduan dengan *temperature sintering* 300° C dan waktu *holding* mencapai 90 menit. Semakin meningkat temperatur dan lamanya waktu *holding sintering*, semakin sesuai dengan sifat mekanik dan morfologi pada tulang manusia dengan nilai kekerasan dan kekuatan tekan secara berturut-turut sebesar 135 Mpa dan 205 Mpa, serta nilai laju peluruhan sebesar 2.46 cm/year. Sifat morfologi didapatkan struktur paduan berporos yang memudahkan tulang tumbuh pada saat proses osifikasi.
2. Semakin meningkatnya temperatur dan lamanya waktu *holding sintering*, paduan Mg-Fe-Zn mempunyai peluruhan yang baik dengan nilai 2.46 cm/tahun jika dibandingkan dengan Mg murni senilai 6,414 cm/tahun.

5.2. Saran

Dari penelitian yang telah dilakukan, terdapat beberapa saran yang dapat menjadi perhatian untuk peneliti selanjutnya dalam mengembangkan paduan *biodegradable* material Mg-Fe-Zn dengan metode metalurgi serbuk, yaitu :

1. Kondisi gas argon saat proses *sintering* benar-benar dijaga konstan agar oksida yang terbentuk dalam paduan lebih kecil.
2. Perlunya pengkajian penambahan unsur paduan untuk meningkatkan sifat mekanik paduan Mg-Fe-Zn yang mempunyai nilai yang kecil jika dibandingkan dengan sifat mekanik pada tulang.



3. Bahan utama paduan yang dipakai menggunakan campuran Mg-Fe, bukan menggunakan Mg murni karena dapat meningkatkan nilai kekerasan.

DAFTAR PUSTAKA

- Agustinawati dan Suasmo.,2014. Analisa XRD dan SEM pada Lapisan Tipis TiC Setelah Uji Oksidasi.Jurusan Fisika, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) : Surabaya.
- Arifin Z.,2008., BEBERAPA UNSUR MINERAL ESENSIAL MIKRO DALAM SISTEM BIOLOGI DAN METODE ANALISISNYA.,*Balai Besar Penelitian Veteriner, Jalan R.E. Martadinata No. 30: Bogor 16114.*
- ASM *Metals Handbook, Vol 02 Properties and Selection Nonferrous Alloys and Special-Purpose Material.*
- ASTM A 370 – 02: *Standard Test Methods and Definitions for Mechanical Testing of Steel Products.*
- ASTM E 140 – 02: *Standard Hardness Conversion Tables for Metals Relationship Among Brinell Hardness, Vickers Hardness, Rockwell Hardness, Superficial Hardness, Knoop Hardness, and Scleroscope Hardness*
- Bankoff, A.D.P. (2007). Morfologia e Cinesiologia Aplicada ao Movimento Humano. Editora Guanabara Koogan, Rio de Janeiro- Brasil.
- Barsoum, M.W., 1997, Fundamentals of Ceramics, 1st, McGraw-Hill, Singapore.
- Brunner & Suddarth. 2002. *Buku Ajar Keperawatan Medikal Bedah (Edisi ke-8, Vol.).* Jakarta: EGC.
- Caetano L., et al. (2009b). Osteoimmunology - The hidden immune regulation of bone. *Autoimmunity Reviews*, Vol.8, No.3, pp. 250-255, ISSN 1568-9972.
- Cadena., E., 2016., Microscopical and elemental FESEM and Phenom ProX-SEM-EDS analysis of osteocyte- and blood vessel-like microstructures obtained from fossil vertebrates of the Eocene Messel Pit, Germany., *Paleoherpetology, Senckenberg Research Institute, Frankfurt am Main : Germany.*
- Chen, Yongjun, Zhigang Xu, Christopher Smith, Jag Sankar. 2014. *Recent Advances on the Development of Magnesium Alloys for Biodegradable Implants.* As a Journal Review of Acta Biomaterialia (Based on one of xxii Kirkland NT, et al, *Summary of toxicity limits for*

- elements relevant to Mg-based alloys Table*). Acta Materialia Inc. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.
- Callister Jr, William. D., (1994), *Material Science And Engineering*, 3rd edition, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey.
- Carter, D. R., and Hayes, W. C. (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone J. Surg.* **59A**, 954–962.
- Castiglioni, Sara, et al. 2013. *Magnesium and Osteoporosis: Current State of Knowledge and Future Research Directions*. ISSN 2072-6643, Nutrients 2013, 5, 3022-3033 ;doi:10.3390/nu5083022.<[www.mdpi.com/journal/nutrient](http://www.mdpi.com/journal/nutrients)
s>
- Cullinane,D.M dan Einhorn,T.A.,(2002)., Principles of Bone Biology SECOND EDITION Volume 1.,*Department of Orthopaedic Surgery, Boston University Medical Center: Boston Massachusetts 021.*
- Derthi.2012.*PERAN DAN DAMPAK DEFISIENSI ZINC (Zn) TERHADAP SISTEM TANGGAP KEBAL.*
- Exner, A. Rolland, J. P.; Maynor, B. W.; Euliss, L. E.; E.; Denison, G. M.; DeSimone, J. M., Direct fabrication and harvesting of monodisperse, shapespecific nanobiomaterials. *Journal of the American Chemical Society* 2005, 127,10096-10100.
- Faisal dan Hafizah., 2012. Pengaruh Variasi Suhu Sintering Pada Komposit Al-Mg-Si Terhadap Kekuatan dengan Teknik Metalurgi Serbuk. Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) ;Surabaya.
- Ferretti,J.L.,2001.,Analysis of biomechanical effects on bone and on the muscle-bone interactions in small animal models., *J Musculoskel Neuron Interact* 2001; 1(3):263-274 .,Center for Ca-P Metabolism Studies (CEMFoC) Metabolic Research Institute/Foundation (IDIM/FIM) and USAL : University of Buenos Aires , Buenos Aires.

- Ganz, Tomas. 2007. *Molecular Control of Iron Transport*. Journal of The American Society of Nephrology 18: 394–400
ISSN: 1046-6673/-0394
- German, R.M., (1994), *Powder Metallurgy Science*, 2nd Edition, The Pennsylvania State University.
- German, R.M., (1996), *Sintering Teory and Practice*, John Wiley & Sons, Inc., New York, NY.
- Gupta, Manoj, Nai Mui Ling Sharon. 2011. *Magnesium, Magnesium Alloys, and Magnesium Composites*. John Wiley & Sons, Inc: USA
- Harris, Margaret M., Linda B. Houtkooper, Vanessa A. Stanford, et al. 2003. *Dietary Iron Is Associated with Bone Mineral Density in Healthy Postmenopausal Women*. The Journal of Nutrition: 0022-3166/03. American Society for Nutritional Sciences. <http://jn.nutrition.org>.
- Hernandha., 2015. Pengembangan Biodegradable Material Mg-Fe-Ca untuk Aplikasi Orthopedic Device: Variasi Rasio Penyusun Paduan. Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Institut Teknologi Sepuluh Nopember : Surabaya.
- Hernawati. 2008. *Peranan Magnesium Pada Kesehatan Hewan dan Manusia*.
- Holtrop, M.E. (1975). The ultra structure of bone. Ann Clin Lab Sci, 5:264.
- Huppmann, WJ. (1975). “Sintering in the presence of a liquid phase. In: Materials science research, Vol 10: Sintering and catalysis”. Kuczynski GC (Ed) Plenum, New York, pp 359–378
- Indiyanto, R., 2010. *Pengantar Pengetahuan Bahan Teknik*. Jurusan Teknik Industri Fakultas Teknologi Industri Universitas Pembangunan Nasional “VETERAN” Jawa Timur ; Surabaya.
- Keaveny T, et al. 2001. BONE MECHANICS., *STANDARD HANDBOOK OF BIOMEDICAL ENGINEERING AND DESIGN.*, University of California : Berkeley. University of California, Berkeley, California.

- Kipp, M., Clarner, T., Dang, J., Copray, S., Beyer, C., 2009. The cuprizone animal model: new insights into an old story. *Acta Neuropathol.* 118, 723–736.
- Kwon S J, et al., 1992 *Proc. ICF 6* (Kyoto: Japan Soc. of Powder Metallurgy) p. 37.
- Lestari, P. 2008. Pengaruh Temperatur Sinter dan Fraksi Volum Penguat Al₂O₃ Terhadap Karakteristik Komposit Lamina Hibrid Al/SiC-Al/Al₂O₃ Produk Metalurgi. Universitas Indonesia : Depok.
- Metal Handbook Vol. 7, (1998), “*Powder Metallurgy*”, American Society for Metals, Ohio.
- Murray PT, Corbrige T. 2000. Pharmacotherapy of acute asthma. In: Hall JB, Corbrige TC, Rodrigo C, Rodrigo GJ eds. *Acute asthma assessment and management*. Singapore : McGraw-Hill. Pp. 139-53.
- Nayiroh, nurun. 2013. Metalurgi serbuk. Diakses 14-02-2016 <http://blog.uinmalang.ac.id/nurun/files/2013/03/METALURGISERBUK.pdf>
- Nordwig, H dan Setiawan, A., 2012. Metode Baru Penyembuhan Patah Tulang,. <URL:<http://www.dw.com/id/metode-baru-penyembuhan-patah-tulang/a-15744534>>
- Nugraha, A.C. 2010. Pengaruh Temperatur Sintering Terhadap Karakteristik Komposit BatuBara-Coal Tar Pitch. Jurusan Teknik Material dan Metalurgi, Universitas Indonesia : Depok.
- Paik, I.K. 2001. Application of chelated minerals in animal prodion. *Asian-Aust. J. Anim. Sci.* 14:191 – 198.
- Olszta, M. J., et al. 2007. *Bone Structure and Formation: A New Perspective*. doi:10.1016/j.msar.2007.05.001.
- Ratnasari, D.D. dan Purwaningsih, H., 2014, Pengaruh Variasi Kecepatan Stirring dan Temperatur Sintering terhadap Perubahan Struktur Mikro dan Fase Material Sensor Gas TiO₂, *Jurnal Teknik POMITS*, Vol. 3, No. 1, Surabaya.
- Rodriguez W.C, et al. 2011. Powder metallurgical processing of Co-28%Cr-6%Mo for dental implants : Physical,

- mechanical, and electrochemical properties. *Powder Technology* 233-238.
- Saito, Eiji. 2011. *Designed biodegradable and Osteoconductive Porous Scaffolds for Human Trabecular Bone*. A dissertation for the Doctor of Philosophy degree (Biomedical Engineering) requirement, page 158. University of Michigan.
- Salahshoor, Meisam, Yuebin Guo. 2012. *biodegradable Orthopedic Magnesium-Calcium (MgCa) Alloys, Processing, and Corrosion Performance*. *Journal Materials* 2012, 5, 135-155; doi:10.3390/ma5010135 (ISSN 1996-1944).
- Salleh E.M, et.al. 2015. Synthesis of Biodegradable Mg-Zn Alloy by Mechanical Alloying: Effect of Milling Time. *School of Materials and Mineral Resources Engineering Campus Universiti Sains : Malaysia*.
- Schlingmann KP, Konrad M, Seyberth HW. 2004. Genetics of hereditary disorders of magnesium homeostasis. *Pediatr Nephrol*. 19:13-25.
- Sujatno,dkk. 2015. Studi Scanning Electron Microscopy (SEM) untuk Karakterisasi Proses Oksidasi Paduan Zirkonium. *Jurnal Forum Nuklir (JFN)*, Volume 9, Nomor 2, November 2015. Pusat Sains dan Teknologi Bahan Maju, PSTBM-BATAN.
- Suvaci, E. 2008. *Sintering of Ceramics Theory And Practice*. Department of Material Science and Engineering, Anadolu University : South Africa.
- Toor, I. 2016. Effect Sintering and Holding Time on the Corrosion Properties of Nano-Structured Fe-18Cr-2Si Alloy Prepared by SPS. *Kang Fahd University of Petroleum and Mineral ; Saudi Arabia*.
- Taufikurrahman dan Safei. (2005). *Analisa Sifat Mekanik Bahan Paduan Tembaga-Seng Sebagai Alternatif Pengganti Bantalan Gelinding pada Lori Pengangkut Buah Sawit*. Jurusan Teknik Mesin-Politeknik Negeri Sriwijaya.
- Underwood, E.J. and N.F. SUTTLE. 2001. *The Mineral Nutrition of Livestock*. CABI Publishing, USA.

- Vojtech,D et al. 2014. *Comperative Mechanical and Corrosion Studies on Magnesium, Zinc and Iron Alloy as Biodegradable Metals*. Department of Metals and Corrosion Engineering, Institute of Chemical Technology, Technicka 5, 166 28 Prague 6, Czech Republic Dalibor.Vojtech@vscht.cz.
- Wahi,A et al. 2015. Effect of Sintering Temperature on Density,Hardness and Strength of MIM Co30Cr6Mo Biomedical Alloy. J.Jpn Soc Powder Metallurgy Vol 63,No.7).
- Wibowo D.S dan Paryana W.,2009.,Anatomi Tubuh Manusia.,Graha Publishing : Indonesia.
- Widyanto dkk, (2005), *Metoda deposisi serbuk halus (<100 μm) alumunium hasil proses atomisasi untuk aplikasi proses proses atomisasi untuk aplikasi proses proses layer manufacturing pada pembuatan komponen komponen micro / super presisi*, Mechanical Engineering Departemen, UNDIP.
- Witte,F,et al.,March.2012. “Biomechanical characterisation of a degradable magnesium-based (MgCa0.8) screw”. Department of Orthopaedic Surgery, Hanover Medical School, Hanover, Germany, 23(3):649-55. doi: 10.1007/s10856.
- Yafie dan Widyastuti.,2012. Pengaruh Variasi Temperatur Sintering dan Waktu Tahan Sintering Terhadap Densitas dan Kekerasan pada MMC W-Cu Melalui Proses Metalurgi Serbuk. Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS) : Surabaya.

LAMPIRAN

A. Proses Milling

Perhitungan massa paduan dengan komposisi 89.95Mg-0.05Fe-10Zn % Wt

Diketahui :

Volume sampel

$$\begin{aligned}V &= \pi r^2 \times t \\&= 3.14 (7.5 \times 10^{-1})^2 \times (2) \\&= 3.5325 \text{ cm}^3\end{aligned}$$

$$\rho_{\text{Mg}} = 1.74 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{Fe}} = 7.84 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{Zn}} = 7.14 \text{ g/cm}^3$$

Nilai masing-masing unsur dalam fraksi berat.

$$W_{\text{Mg}} = 0.8995$$

$$W_{\text{Fe}} = 0.0005$$

$$W_{\text{Zn}} = 0.1$$

1. Densitas Campuran (ρ_{campuran})

$$\begin{aligned}\rho_{\text{campuran}} &= \frac{1}{W_{\text{Mg}}/\rho_{\text{Mg}} + W_{\text{Fe}}/\rho_{\text{Fe}} + W_{\text{Zn}}/\rho_{\text{Zn}}} \\&= \frac{1}{0.8995/1.74 + 0.0005/7.87 + 0.1/7.14} \\&= 1.883 \text{ g/cm}^3\end{aligned}$$

2. Perhitungan Massa

a. Mg

$$V_{\text{Fraksi}} = \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Mg}}} \times W_{\text{Mg}}$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1.883}{1.73} \times 0.8995 \\
 &= 0.974
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Magnesium}} &= V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}} \\
 &= 0.974 \times 3.5325 \\
 &= 3.44 \text{ cm}^3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Mg} &= \rho_{\text{Mg}} \times V_{\text{Mg}} \\
 &= 1.74 \text{ g/cm}^3 \times 3.44 \\
 &= 5.98 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

b. Fe

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Fe}}} \times W_{\text{Fe}} \\
 &= \frac{1.883}{7.87} \times 0.0005 \\
 &= 0.00012
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Besi}} &= V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}} \\
 &= 0.00012 \times 3.5325 \\
 &= 0.00042 \text{ cm}^3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Fe} &= \rho_{\text{Fe}} \times V_{\text{Fe}} \\
 &= 7.87 \text{ g/cm}^3 \times 0.00042 \\
 &= 0.0033 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

c. Zn

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Fraksi}} &= \frac{\rho_{\text{campuran}}}{\rho_{\text{Zn}}} \times W_{\text{Zn}} \\
 &= \frac{1.883}{7.14} \times 0.1 \\
 &= 0.026
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 V_{\text{Besi}} &= V_{\text{Fraksi}} \times V_{\text{campuran}} \\
 &= 0.026 \times 3.5325 \\
 &= 0.09 \text{ cm}^3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Fe} &= \rho_{\text{Fe}} \times V_{\text{Fe}} \\
 &= 7.87 \text{ g/cm}^3 \times 0.09 \\
 &= 0.64 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa setiap sampel} &= (5.98 + 0.0033 + 0.64) \text{ gram} \\
 &= 6.6233 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \text{Massa Mg} &= 5.98 \text{ gram} \times 25 = 149.5 \text{ gram} \\
 \text{Massa Fe} &= 0.0033 \text{ gram} \times 25 = 0.0825 \text{ gram} \\
 \text{Massa Zn} &= 0.64 \text{ gram} \times 25 = 16 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

3. Perhitungan N-Heksana

$$\begin{aligned}
 \text{Jumlah} &= 3\% \times \text{massa sampel} \\
 &= 0.03 \times 6.6233 \\
 &= 0.1987 \text{ gram}
 \end{aligned}$$

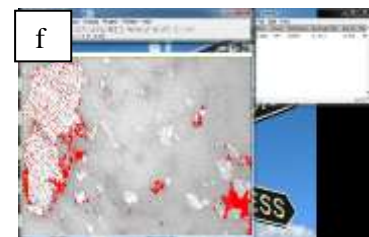
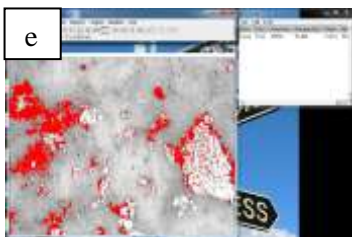
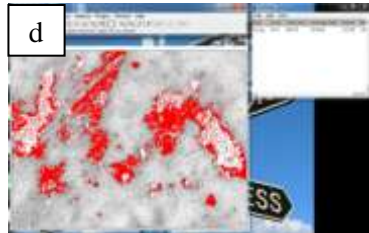
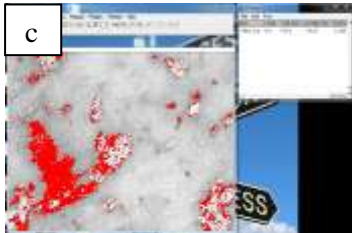
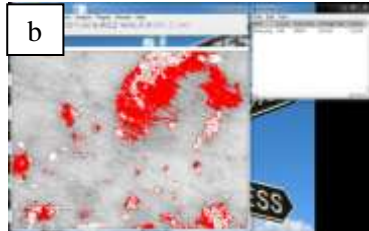
Dalam volum

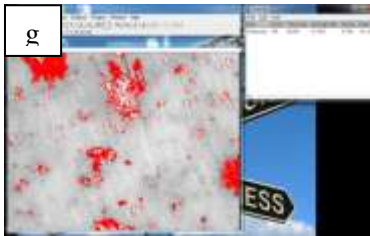
$$\begin{aligned}
 \text{Volume} &= \frac{\text{Massa}}{\rho} \\
 &= \frac{0.1987}{0.6548} \\
 &= 0.3034 \text{ ml}
 \end{aligned}$$

4. Perbandingan BPR 1 ; 10

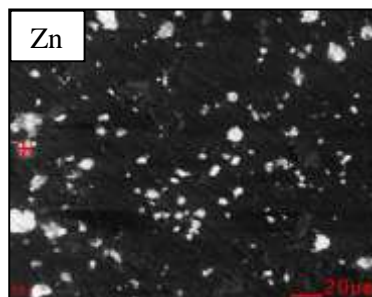
$$\begin{aligned}
 \text{Massa sampel} &= 6.6233 \text{ gram} \\
 \text{Massa bola baja} &= 6.6233 \text{ gram} \times 10 = 66.22 \text{ gram} \\
 \text{Pemakaian bola} &= 66.33 ; 4 \text{ gram/buah} \\
 &= 15 \text{ buah}
 \end{aligned}$$

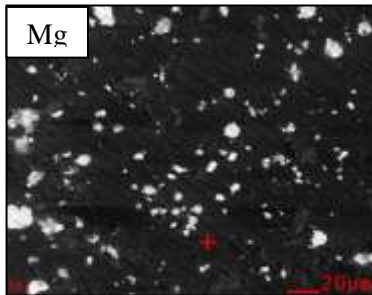
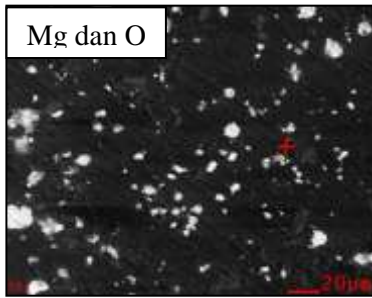
B. Lampiran Proses Uji Porositas Menggunakan Image- J
Analisa besar porositas menggunakan software Image-J :





C. Lampiran contoh identifikasi kandungan unsur per-spot :





BIODATA PENULIS



Penulis bernama lengkap Hamid Nurrohman, lahir di Kebumen 24 April 1995. Merupakan anak pertama dari pasangan H.Muh Badrun dan Siti Fatimah. Penulis telah menempuh pendidikan formal, yaitu TK Pamardisiwi, SDN 2 Klapasawit, SMP N 3 Kebumen dan SMA N 1 Kebumen. Setelah lulus dari SMA tahun 2013, penulis diterima menjadi mahasiswa di Jurusan Teknik

Material dan Metalurgi FTI – ITS.

Semasa menjadi mahasiswa ITS penulis aktif dalam kegiatan organisasi forum daerah dan badan semi otonom Material Techno Club-HMMT Jurusan Teknik Material dan Metalurgi.

Pada tahun ketiga penulis mengambil mata kuliah kerja praktek di salah satu perusahaan JOB - Pertamina-Petrochina East Java, Tuban. Akhirnya penulis menutup kuliah di Jurusan Teknik Material dan Metalurgi dengan tugas akhir di bidang material inovatif yang berjudul **“PENGARUH VARIASI TEMPERATUR DAN WAKTU *HOLDING SINTERING* TERHADAP SIFAT MEKANIK DAN MORFOLOGI *BIODEGRADABLE MATERIAL* Mg-Fe-Zn DENGAN METODE METALURGI SERBUK UNTUK APLIKASI *ORTHOPEDIC DEVICES* ”.**

(Halaman ini sengaja dikosongkan)